

Aus dem Fachbereich 4 (Klinische Medizin)
der Universität des Saarlandes; Homburg/Saar

***In-vivo Stabilitätsbeurteilung dorsoventraler Spondylodesen bei
symptomatischen Spondylolisthesen des lumbosakralen Überganges:
Eine Röntgen Stereometrie Analyse (RSA)***

Dissertation zur Erlangung eines
Doktorgrades der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Universität des Saarlandes
2006

Vorgelegt von:
Katja-Christina Müller
geb.: 26.12.1975 in Saarlouis

**Aus der Orthopädischen Klinik,
Universitätskliniken des Saarlandes,
Direktor: Professor Dr. med. D. Kohn**

INHALTSVERZEICHNIS:

1. Zusammenfassung	Seite 3-4
2. Abstract	Seite 5
3. Einleitung	Seite 6-8
4. Fragestellung und Hypothesen	Seite 9-10
5. Patientengut und Methodik	Seite 11-31
5.1. Untersuchung der Primärstabilität	Seite 11
5.1.1 Operationsverfahren	
5.2. Untersuchung der Sekundärstabilität nach Metallentfernung	Seite 12-13
5.3. Chirurgische Exploration der Fusionsstrecke	Seite 13
5.4. Nachbehandlung	Seite 14
5.5. Verwendete Implantate	Seite 14-15
5.6. Röntgen Stereometrie Analyse (RSA)	Seite 16-31
5.6.1. RSA- Markierungen	
5.6.2. RSA- Röntgen	
5.6.3. RSA- Auswertungen	
5.6.4. Messfehler	
5.6.5. Nachbearbeitung der RSA- Bilder	
5.6.6. Untersuchungsverlauf	
6. Ergebnisse	Seite 31-38
6.1. Stabilitätsbeurteilung dorsaler und zusätzlicher ventraler Spondylodese	Seite 31-34
6.2. Stabilitätsbeurteilung nach Metallentfernung bei knöcherner Konsolidierung	Seite 34-37
6.3. Komplikationen	Seite 37-38
7. Diskussion	Seite 39-44
8. Schlussfolgerungen	Seite 45
9. Anhang	Seite 46-47
9.1. Tabellen und Diagramme	Seite 46
9.2. Abbildungen	Seite 46
9.3. Einverständniserklärung	Seite 47
10. Literaturverzeichnis	Seite 49-57
11. Publikationen	Seite 58
12. Danksagung	Seite 59
13. Lebenslauf	Seite 60-61

1. Zusammenfassung:

Bei der Behandlung symptomatischer Spondylolisthesen des lumbosakralen Überganges ist die Fusion des betroffenen Wirbelsäulensegmentes ein etabliertes Verfahren zur Wiederherstellung von Stabilität und physiologischen anatomischen Verhältnissen {Adam 1904; Andrews 2000; Boachie-Adjei, Do, et al. 2002; Deyo, Nachemson, et al. 2004}. Die Beurteilung der Stabilität einer Spondylodese und die Einschätzung einer fortschreitenden knöchernen Integration der verwendeten Implantate ist erfahrungsgemäß schwierig: die knöcherne Heilung wird auf Nativ-Röntgenbildern häufig überschätzt; bei Schichtbilduntersuchungen (CT, MRT) treten gehäuft Metallartefakte auf, die die Stabilitätsbeurteilung fusionierter Wirbelsäulensegmente (WSS) einschränken können {Petersilge 2000}; Auf Standardröntgenbildern können Distanzen bis zu einer Genauigkeit von ein bis fünf Millimetern bestimmt werden {Leone, Cerase, et al. 2000; Lowe, Hopf, et al. 1996}. Diese diagnostische Lücke kann mit Hilfe der Röntgen Stereometrie Analyse (RSA) geschlossen werden. RSA erlaubt eine genauere Messung von Distanzen und somit eine In- vivo Quantifizierung von Mikrobewegungen zwischen den fusionierten WSS mit einer Genauigkeit von bis zu 0.3 Millimetern. Des Weiteren sind Messungen über die Veränderungen der Mikrobewegungen im zeitlichen Verlauf möglich.

Ziel der vorliegenden Studie ist die RSA- Quantifizierung von Mikrobewegungen zwischen fusionierten Wirbelkörpern bei Patienten mit symptomatischer Spondylolisthesis des lumbosakralen Überganges. Zum einen soll die Primärstabilität zwischen transpedikulär verschraubten Wirbelsäulensegment vor und nach zusätzlicher ventraler endoskopischer Implantation eines Fusionskäfigs untersucht werden. Zum anderen sollte die Stabilität einer knöchern konsolidierten dorsoventralen Spondylodese vor und nach Entfernung des Fixateur interne quantifiziert werden.

Fünfzehn Patienten mit einer lumbosakralen Spondylolisthesis (Grad II nach MEYERDING) unterzogen sich aufgrund der bestehenden Instabilitätssymptomatik einer zweizeitigen offen posterioren und endoskopisch anterioren dorsoventralen Spondylodese mit einem Fixateur interne (BWM- Fixateur) und Karbon-Zwischenwirbelkäfigen (Brantigan I/F cages). Während des Eingriffs wurden Tantalum Marker in den fünften Lendenwirbel (L5) sowie in den ersten Sakralwirbel

(S1) implantiert. Die RSA erfolgte im Anschluss an den ersten und zweiten operativen Eingriff.

Es zeigte sich eine durchschnittliche intervertebrale Beweglichkeit nach alleiniger transpedikulärer Fixation von 0.23 Millimeter (mm) in horizontaler (X-Achse), 0.54 mm in vertikaler (Y-Achse) und 1.2 mm in sagittaler Ebene (Z-Achse). Die Beweglichkeit nach zusätzlicher anteriorer endoskopischer Implantation von Karbonkäfgen in den Intervertebralraum verringerte sich auf 0.17 mm in der x-, 0.16 mm in der y- und 0.44 mm in der z- Achse.

Aufgrund von durch das Metall hervorgerufenen Beschwerden wurde bei zehn Patienten mit nativ- radiologisch konsolidierter lumbosakraler Fusion durchschnittlich 10 Monate nach OP eine Metallentfernung (ME) des Fixateur interne durchgeführt. Im Rahmen der Studie wurden diese Metallentfernungen genutzt um die Primärstabilität nach Fixateurentfernung zu bestimmen. Die Stabilitätsmessung des lumbosakralen Segmentes erfolgte mittels RSA vor und nach der ME. Hier zeigte die RSA keinen signifikanten Anstieg der intervertebralen Beweglichkeit nach ME.

Die zusätzliche anteriore endoskopische Implantation von Zwischenwirbelkörpern im Anschluss an die transpedikuläre Fixation führt zu einer signifikanten Verringerung der Intervertebralbewegungen in zwei Raumebenen.

Der Fixateur interne kann nach knöcherner Konsolidierung ohne Auswirkungen auf die Stabilität der Fusion entfernt werden. Die Aussagekraft der RSA Methode zur Stabilitätsbeurteilung einer dorsoventralen Spondylodese konnte durch die chirurgische Exploration der Fusionsstrecke bestätigt werden.

2. Abstract

In the treatment of symptomatic spondylolisthesis spinal fusion is an established method to achieve stability and restore physiologic anatomic relations in the spondylolytic segment {Adam 1904; Andrews 2000; Boachie-Adjei, Do, et al. 2002; Deyo, Nachemson, et al. 2004}. However, construct stability and progress of bony healing is difficult to assess. Direct surgical inspection of fusion sites revealed a high misinterpretation rate of various imaging methods for the assessment of lumbar fusion status.

Imaging methods can either detect structural or functional integrity of a fusion. Structural integrity implies a firm attachment between the cage-surrounded bone graft with adjacent vertebrae seen in conventional radiography, CT and MRI {Petersilge 2000}. Functional integrity of fused vertebrae implies the absence of motion within the fused level despite manipulation (flexion/extension, compression) and can be detected either by flexion-extension radiography (accuracy: 1-5 mm) or by Roentgen Stereometric Analysis (RSA). RSA allows for a three-dimensional motion analysis over time with a high degree of accuracy (0.3 mm). Even in the early phase following arthrodesis, RSA can indicate the presence or absence of functionally fused but pre-mineralized radiolucent osteoid.

In our studies, direct surgical inspection has confirmed the adequacy of RSA to reliably evaluate fusion status. RSA demonstrates that I/F cages can significantly increase the primary stability of a pedicle screw fixation in the lumbosacral spine. Moreover, RSA has showed that hardware removal in the presence of bony integrated carbon fiber cages can be performed without endangering the stability of spinal arthrodesis.

3. Einleitung

Symptomatische Spondylolisthesen werden primär mit konservativen Therapiemöglichkeiten wie z.B. Infusionsschemata, Analgetika- und Muskelrelaxantiengabe, balneophysikalischen Anwendungen und entsprechender krankengymnastischer Kräftigung der Muskulatur behandelt. Bei Versagen der konservativen Therapie kann eine vorübergehende Ruhigstellung im Gipsmieder zur Anwendung kommen, um den etwaigen Nutzen einer Versteifungsoperation (Fusion) im Voraus zu untersuchen {Axelsson, Johnsson, et al. 2003}. Die Fusion der betroffenen Wirbelsäulensegmente ist ein gängiges Verfahren um stabile anatomische Verhältnisse wiederherzustellen und zu erhalten {Adam 1904; Andrews 2000; Aulisa, Di Segni, et al. 2000; Boachie-Adjei, Do, et al. 2002; Kimura, Shingu, et al. 2001}. Hierzu stehen verschiedene Operationsmöglichkeiten zur Auswahl, die sich hinsichtlich Invasivität, Implantatdesign und dem Ausmaß der knöchernen Konsolidierung der Fusion unterscheiden {Chou, Hsu, et al. 2002}. Allen Operationsverfahren ist gemeinsam, dass die Primärstabilität und der Fortschritt der knöchernen Heilung schwierig einzuschätzen ist.

Eine Vielzahl bildgebender Methoden wurde bereits verwendet um das Vorhandensein einer soliden Fusion zu bestimmen, jedoch waren diese Verfahren häufig mit einer hohen Missinterpretationsrate verbunden: die Beurteilung konventioneller Bilder führt häufig dazu, dass das Ausmaß der knöchernen Fusion überschätzt wird; bei Schichtbildern (CT, MRT) treten gehäuft Artefakte auf, die die Beurteilbarkeit der Fusion ebenfalls einschränken können. Zwar ist die chirurgische Exploration der Fusionstrecke die sicherste Methode um die Stabilität und die knöcherne Fusion zu beurteilen {Hilibrand & Dina 1998}, sie ist jedoch als Routineuntersuchung aufgrund der hohen Morbidität und der hohen Kosten nicht vertretbar {Brodsky, Kovalsky, et al. 1991}. Der Vergleich von Untersuchungsergebnissen bildgebender Verfahren mit den Befunden der chirurgischen Exploration erbrachte keine signifikante Korrelation {Hilibrand & Dina 1998}.

Grundsätzlich können bildgebende Verfahren entweder die strukturelle oder die funktionelle Integrität der Fusion abbilden. Strukturelle Integrität impliziert eine feste Verbindung zwischen dem mit autologer Spongiosa gefülltem Fusionskäfig und den angrenzenden Wirbeldeck- und bodenplatten, wie man es in konventionellen Röntgenaufnahmen, im CT und MRT sehen kann {Lang, Chafetz, et al. 1990}.

Funktionelle Integrität impliziert die Abwesenheit von Bewegungen innerhalb des fusionierten Wirbelkörpersegmentes trotz Manipulation des fusionierten Areals durch Flexion/Extension oder Kompression und spiegelt die Stabilität des fusionierten Wirbelsäulensegmentes wider.

Im Idealfall wäre bei hoher Stabilität keinerlei Mikrobewegung zwischen den fusionierten Wirbelkörpern mehr messbar. Diese Mikrobewegungen zwischen den Wirbelkörpersegmenten können speziell in der frühen postoperativen Phase durch Lagewechsel/Positionswechsel des Patienten hervorgerufen werden und entweder mit Flexions-/Extensions-Röntgenaufnahmen oder mit der Radio Stereometrie Analyse (RSA) erfasst werden. Bereits 1898, als sich die Röntgenuntersuchung zu einer etablierten Methode in der Medizin entwickelte, nutzte Davidson Seidenfäden in Kombination mit zwei angulierten Röntgenröhren, um dreidimensionale Analysen an Röntgenbildern vorzunehmen {Nivbrant ., Karrholm, et al. 1996}.

1969 entwickelte ein deutscher Wissenschaftler namens Koehnle die für stereometrische Analysen notwendigen mathematischen Algorithmen.

Die „Röntgen-Stereometrie-Analyse“ (RSA) selbst wurde 1974 von Göran Selvik in Schweden entwickelt {Selvik 1989}. Ursprünglich wurde sie von ihm als „Roentgen Stereophotogrammetric Analysis“ bezeichnet. Heute ist auch der Begriff „Stereoradiography“ gängig {Nivbrant, Karrholm, et al. 1996}. Jeder der oben genannten Termini beschreibt ein und dieselbe Methode. Erst 1984, als die ersten Personalcomputer für die komplizierten Berechnungen zur Verfügung standen, verbreitete sich die RSA, da die Technik weniger zeit- und materialaufwendig wurde. Zunächst wurde die RSA überwiegend in Schweden angewendet. Mit weiterer Optimierung der Software und höherer Benutzerfreundlichkeit wurde die RSA zu einer anerkannten und weltweit genutzten Methode in der orthopädischen Forschung {Alfaro-Adrian, Gill, et al. 1999; Alfaro-Adrian, Gill, et al. 2001; Baldursson 1987; Ilchmann, Franzen, et al. 1992; Karrholm, Borssen, et al. 1994; Nistor, Blaha, et al. 1991; Onsten, Carlsson, et al. 1994; Onsten, Carlsson, et al. 1996; Ornstein, Franzen, et al. 2000; Pape, Fritsch, et al. 2002; Ragnarsson, Eliasson, et al. 1992; Ryd 1992; Soballe, Toksvig-Larsen, et al. 1993; van Dijk, Huiskes, et al. 1979; Wykman, Selvik, et al. 1988}.

Die RSA- Methode erscheint besonders geeignet, die diagnostische Lücke bei der postoperativen Stabilitätsbestimmung von Spondylodesen zu schließen. Die Genauigkeit dieser In- vivo Methode liegt mit 0.3 mm bis 0.7 mm {Johnsson, Selvik,

et al. 1990; Johnsson, Stromqvist, et al. 1992; Johnsson, Axelsson, et al. 1999; Pape, Adam, et al. 2000; Pape, Fritsch, et al. 2002} deutlich über der Genauigkeit herkömmlicher Röntgenaufnahmen (1 bis 5mm) {Karrholm 1989}.

RSA erlaubt demnach eine In- vivo Quantifizierung von Mikrobewegungen zwischen den fusionierten Wirbelsäulensegmenten mit hoher Genauigkeit und im zeitlichen Verlauf.

Ziel der vorliegenden Studie war die Quantifizierung von Mikrobewegungen zwischen fusionierten Wirbelkörpern bei Patienten mit symptomatischer Spondylolisthesis des lumbosakralen Überganges:

(1) Zum einen wurde die Primärstabilität zwischen transpedikulär verschraubten Wirbelkörpersegmenten vor und nach zusätzlicher ventraler endoskopischer Implantation eines Fusionskäfigs untersucht.

(2) Zum anderen wurde die Stabilität einer knöchern konsolidierten dorsoventralen Spondylodese vor und nach Entfernung des Fixateur interne gemessen.

4. Fragestellungen und Hypothesen

Bislang wurde diese RSA- Methode im Bereich der Wirbelsäule nur bei posterolateraler Fusion verwendet . Erfahrungen über die Durchführbarkeit von RSA bei zusätzlicher Verwendung von ventralen Fusionskäfigen liegen nicht vor. Dementsprechend liegen dieser Arbeit folgende Fragestellungen und Hypothesen zugrunde:

- (1) Ist die Röntgen Stereometrie Analyse (RSA) geeignet die Stabilität von fusionierten Wirbelkörpersegmenten zu quantifizieren wenn eine dorsoventrale Operationstechnik verwendet wird (**Machbarkeitsstudie**) ?

Unsere Hypothese ist, dass zum Zeitpunkt der Metallentfernung die gemessenen Mikrobewegungen unterhalb der Nachweisgrenze des RSA- Setups sind und die chirurgische Exploration der Fusionsstrecke eine knöcherne Konsolidierung zeigt. Somit wäre die Aussagekraft der RSA Methode zur Stabilitätsbeurteilung von Spondylothesen des lumbosakralen Überganges bestätigt.

- (2) Wird die **Primärstabilität** einer transpedikulären Fixation mittels Fixateur interne durch eine zusätzliche ventrale endoskopische Implantation von Fusionskäfigen erhöht ?

Unsere Hypothese ist, dass die zusätzliche Implantation von Fusionskäfigen bei vorbestehender Stabilisierung durch einen Fixateur interne die Mikrobewegungen zwischen den Wirbelkörpersegmenten in den drei Ebenen des Raumes signifikant verringert. Primärstabilität ist in unserer Studie definiert als die mittels RSA gemessene Beweglichkeit zwischen fusionierten Wirbelkörpern vor Abschluss der knöchernen Heilung, d.h. innerhalb der ersten 6-10 Wochen post OP.

- (3) Kann der Fixateur interne bei gesicherter knöcherner Integration der Fusionskäfige entfernt werden (**Sekundärstabilität**), ohne dass die Stabilität beeinträchtigt wird ?

Unsere Hypothese ist, dass die Entfernung des Fixateur interne bei gesicherter knöcherner Integration der Fusionskäfige zu keinem signifikanten Anstieg der Mikrobewegung zwischen den Wirbelkörpersegmenten führt, und dass die Metallentfernung ohne Auswirkung auf die Stabilität ausgeführt werden kann. Sekundärstabilität ist in unserer Studie definiert als die mittels RSA gemessene Beweglichkeit zwischen fusionierten Wirbelkörpern nach Abschluss der knöchernen Heilung, d.h. wenigstens 10-12 Wochen post OP.

5. Patientengut und Methode

In der Orthopädischen Klinik der Universitätskliniken des Saarlandes werden jährlich ca. 70 Patienten wegen einer symptomatischen Spondylolisthesis des lumbosakralen Überganges mit einer dorsoventralen Spondylodese versorgt {Hasler & Dick, 2002}.

5.1 Untersuchung der Primärstabilität:

Zur Bestimmung der Primärstabilität einer dorsoventralen Spondylodese wurden 15 Patienten in unsere Studie aufgenommen (10 Männer, 5 Frauen, mittleres Alter 48 Jahre). Folgende Einschlusskriterien mussten von allen Patienten erfüllt werden {Stone & Tribus, 2002}:

- (1) symptomatische Spondylolisthesis Grad I-II nach Meyerding {Harris & Weinstein 1987; Matsunaga, Ijiri, et al. 2000}
- (2) schmerzbedingte Beeinträchtigung von Tätigkeiten des alltäglichen Lebens von wenigstens 8 Monaten Dauer
- (3) frustraner konservativer Therapieversuch über den o.g. Zeitraum
- (4) positiver Effekt durch externe Stabilisierung mit Gipsmieder über 2 Wochen
- (5) mittlerer subjektiver Outcome Score von 60-80% beim OSWESTRY-Fragebogen {Fairbank, Couper, et al. 1980; Haas & Nyiendo 1992; Hagg, Fritzell, et al. 2001}
- (6) Einverständniserklärung zu der Implantation von 6-8 0,8 mm großen Tantalum-Markern mit anschließender radiologischer Untersuchung im zeitlichen Verlauf (siehe Anhang: „Einverständniserklärung“).

5.1.1 Operationsverfahren:

In offener Technik erfolgt in Bauchlage des Patienten das Freipräparieren der Wirbelsäule von dorsal. Nach Darstellung der Pedikel und Markierung mittels Kirschnerdrähten werden in die Bohrlöcher Tantalmarker platziert und anschließend erfolgt unter Durchleuchtung das Positionieren der Pedikelschrauben. Nach Überprüfung der korrekten Lage mittels Bildwandler können die Verbindungsstangen eingebracht werden.

Vier bis zehn Tage nach diesem Eingriff erfolgt die ventrale Stabilisierung. Hierzu wird der Patient in einer Supinations-Trendelenburgstellung und einer Hyperextension im Bereich der LWS bei maximal abduzierten Beinen gelagert. Der transperitoneale endoskopische Zugang erfolgt unterhalb der Aortenbifurkation. Das detaillierte Prozedere zur Darstellung der Wirbelsäule und Präparation des Bandscheibenfaches und der angrenzenden Wirbelkörperplatten ist bereits mehrfach publiziert worden. Nach Darstellung und Ausräumung des Bandscheibenfaches erfolgt die Aufspreizung mittels Distraktoren und das Einbringen der Käfige. Es werden jeweils zwei mit Tantalummarkern markierte Käfige endoskopisch in den Zwischenwirbelraum eingebracht. Zuvor werden diese mit aus dem Beckenkamm gewonnener Spongiosa gefüllt, um die spätere knöcherne Durchbauung zu ermöglichen. Alle Patienten wurden zur zusätzlichen Stabilisierung der Wirbelsäule postoperativ für die Dauer von drei Monaten mit einem Wirbelsäulenkorsett nachbehandelt. Anschließend erfolgte die ambulante Korsettentwöhnung sowie die Durchführung einer Anschlussheilbehandlung.

5.2 Untersuchung der Sekundärstabilität nach Metallentfernung:

Zur Bestimmung der Sekundärstabilität einer dorsoventralen Spondylodese bei radiologisch gesicherter knöcherner Integration der verwendeten Fusionskäfige wurden bei 10 Patienten (6 Männer, 4 Frauen, mittleres Alter 44,6 Jahre) eine Entfernung des Fixateur interne durchgeführt, wenn folgende Kriterien erfüllt waren:

1. Radiologisch sichtbare knöcherne Überbrückung des ehemaligen Bandscheibenfaches im Sinne einer strukturellen Gefügeeinheit des fusionierten Segmentes.
2. RSA messbare knöcherne Überbrückung des ehemaligen Bandscheibenfaches 6 Monate nach OP: die gemessenen Mikrobewegungen sollen unterhalb der Genauigkeit des RSA- Meßsystems liegen und nicht mehr als 0.3 mm, 0.5 mm und 0.7 mm für die Transversal- (x), die Horizontal- (y) und die Sagittalachse (z) betragen (siehe Tabelle 3)
3. Fortbestehen der lumbosakralen Beschwerden passend zu einem Weichteilimpingement ohne radikuläre Schmerzen.
4. 50 prozentige Schmerzlinderung bei persistierendem LWS- Syndrom im Anschluss an eine Infiltration des betroffenen Weichteilgewebes mit zehn Milliliter Bupivacain 0,5%.

5.3 Chirurgische Exploration der Fusionsstrecke:

Während des operativen Eingriffs der Metallentfernung wurde die Festigkeit der Fusion mit Hilfe folgender Methoden überprüft: Eine Tuchklemme („Towel Clip“) wird in den intakten Dornfortsatz des fünften Lendenwirbels eingebracht um Distraktions-, Torsions- und Kompressionskräfte auf das versteifte Segment ausüben zu können. Hierbei zeigt jegliche Bewegung der versteiften Wirbelkörper gegeneinander unter seitlicher Bildwandlerkontrolle eine Pseudarthrose im fusionierten Segment an (Towel- Clip- Test). Bevor die Pedikelschrauben ausgedreht werden, werden zwei Schraubenzieher in die Pedikelschrauben der angrenzenden Wirbelkörper eingesetzt. Anschließend erfolgt erneut das oben genannte Procedere um Distraktions-, Torsions- und Kompressionskräfte auf die Fusion auszuüben. Parallele Bewegungen der Schraubenzieher entsprechen im Rahmen dieses Tests einer guten knöchernen Durchbauung und damit einer guten Stabilität der Fusion (Schraubenziehertest).

5.4 Nachbehandlung:

Alle Patienten erhielten postoperativ für die Dauer von drei Monaten eine zusätzliche Stabilisierung der Wirbelsäule durch ein halb rigides Wirbelsäulenkorsett. Die Vollbelastung wurde den Patienten bereits unmittelbar im Anschluss an den operativen Eingriff gestattet.

5.5 Verwendete Implantate

Fixateursystem

An der orthopädischen Klinik der Universitätsklinik Homburg erfolgt die dorsale Stabilisierung der zu versteifenden Segmente mit Hilfe des BWM- Fixateur interne Systems {Bailey, Bartolozzi, et al. 1996} aus Titan (siehe Abbildung 1).

Karbon- Käfige

Die für den genannten Eingriff zur Verfügung stehenden Brantigan-Cages {Brantigan & Steffee 1993; Rapoff, Ghanayem, et al. 1997} bestehen aus Carbonfasern welche durch Kunststoffpolymere verstärkt sind. Sie entsprechen in Flexibilität und Elastizität in etwa der Kortikalis menschlicher Knochen. Sie besitzen ventrale Verstärkungen die Scherkräften entgegenwirken und zahnähnliche Verankerungen um ein Entgleiten aus dem Zwischenwirbelraum zu verhindern. Je nach Operationsmethode stehen dem Operateur grundsätzlich drei verschiedene Karbonkäfigdesigns zur Auswahl, welche in ein- oder zweizeitiger Technik eingebracht werden können:

1. der PLIF-Käfig (=Posterior Lumbar Interbody Fusion) {Tsantrizos, Baramki, et al. 2000}, ein quaderförmiger konischer Käfig, der paarweise je Segment von dorsal in den Zwischenwirbelraum eingebracht wird und vom Hersteller mit je 2 Tantalmarkern versehen ist.
2. der AETI-Käfig (=Anterior Endoscopic Thoracolumbar Interbody Fusion), der dem obengenannten Käfig im Design ähnlich ist und zusätzliche Verankerungszähne aufweist. Dieser Käfig ist mit 4 Tantalmarkern versehen. Er wird in laparoskopischer Technik von ventral implantiert.

3. der ALIF-Käfig (=Anterior Lumbar Interbody Fusion) hat eine ovale Form, ist mit zwei Tantalmarkern versehen und wird von retroperitoneal über einen pararektalen Zugang in offener Technik eingebracht.

Allen drei Käfigen sind folgende Eigenschaften gemeinsam:

- sie sind vom Hersteller mit Tantalmarkern versehen
- sie sind aus Karbonfaserpolymer gefertigt
- sie besitzen einen Hohlraum, der mit Spongiosa gefüllt wird.

Im Rahmen dieser Studie beschränkten wir uns auf die Verwendung von AETI-Käfigen und deren Nachsorge/Kontrolle.

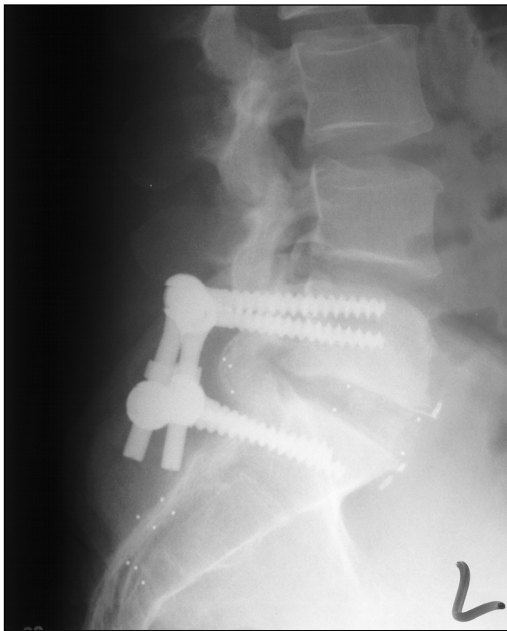


Abb1a und b:

Röntgenbild der LWS nach Implantation von AETI-Käfigen und dorsaler Stabilisierung mit einem Fixateur externe. Die röntgendichten kleinen Kugeln in Projektion auf den Knochen stellen Tantalummarker dar, welche die Geometrie des Wirbelkörpers für die nachfolgende Röntgenstereometrieanalyse bestimmen.

5.6. Röntgen Stereometrie Analyse (RSA)

Die Röntgen-Stereometrie-Analyse (RSA) ist ein Nativröntgenverfahren, das präzise dreidimensionale Messungen an Röntgenbildern erlaubt. Es können somit beispielsweise Relativbewegungen zwischen fusionierten Wirbelkörpersegmenten oder zwischen Implantaten und dem umgebenden Knochen nach Markierung mit kleinen Metallkugeln aus Tantal festgestellt werden. Die Analyse dieser Bewegungen kann mit Hilfe wiederholter Untersuchungen im zeitlichen Verlauf durchgeführt werden {Selvik, Alberius, et al. 1983}. Zu diesem Zweck ist es erforderlich, eine Reihe von Arbeitsschritten zu befolgen.

Letztendlich wird so mittels standardisierten Röntgenbildern eine 3D-Migrationsanalyse möglich. Selvik definierte die RSA als „Wissenschaft von der Anfertigung von dreidimensionalen Bildern aus zweidimensionalen Röntgenaufnahmen, um primär geographische Charakteristika eines Objekts zu bestimmen“ {Johnsson, Selvik, et al. 1990}.

Die RSA wird in der Orthopädie in vielen Bereichen angewendet, da sie durch ihre hohe Präzision genaue Messungen von Implantat- und Knochenbewegungen bei Frakturen, Spondylodesen, Osteosynthesen, Gelenken oder Endoprothesen ermöglicht. {Pape, Adam, et al. 2000; Ryd, Lindstrand, et al. 1987}

5.6.1 RSA-Markierungen

Um RSA-Messungen vornehmen zu können, müssen sowohl das Implantat als auch der umgebende Knochen mit kleinen röntgendichten Kugeln aus Tantal markiert werden. Tantal ist ein Metall aus der Vanadium-Gruppe und besitzt aufgrund seiner Atomzahl von 73 eine sehr hohe Röntgendichte. Das Material ist biokompatibel und hat sich in Langzeitstudien (Verwendung in der Medizin seit 1940) als den Patienten in keiner Weise beeinträchtigend erwiesen {Nivbrant B., Karrholm, et al 1996; Nivbrant B., Karrholm, et al; Selvik 1989}.

Zur Messung von Mikrobewegungen im versteiften Segment sollten fünf bis neun ein Millimeter große Tantalmarker in die beiden angrenzenden Wirbelkörper und die Wirbelkörperfortsätze eingebracht werden. Die durch die K-Drähte, welche der Retraktion des Gewebes dienen, ohnehin entstandenen Löcher können hierfür genutzt werden. Die Implantation kann sowohl von ventral als auch von dorsal

vorgenommen werden. Um die postoperative Zuordnung der Marker zu den einzelnen Segmenten zu vereinfachen, empfiehlt es sich unterschiedliche Markergrößen für jedes einzelne Segment zu wählen z.B. 0.8 Millimeter für den fünften Lendenwirbel und 1.0 Millimeter für das Sacrum.

Die in der Studie verwendeten Tantalkugeln hatten einen Durchmesser von 0,8 und 1mm.

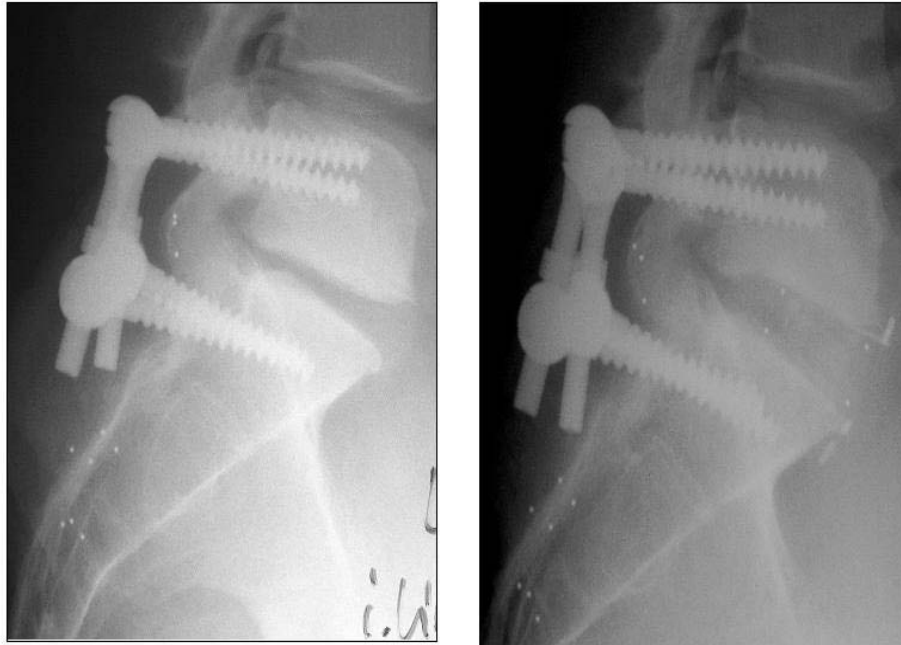


Abb.2 a und b:

Markierung der fusionierten Wirbelkörper mit Tantal- Markern vor (a) und nach (b)
Implantation der Fusionskäfige

Die Implantation der Tantalmarker erfolgte mithilfe des speziellen Implantationswerkzeuges (s. Abb. 3, Insertion Pistol, UmRSA Biomedical Innovations, Umea, Schweden), fest in den spongiösen Knochen des zu untersuchenden Bereiches.

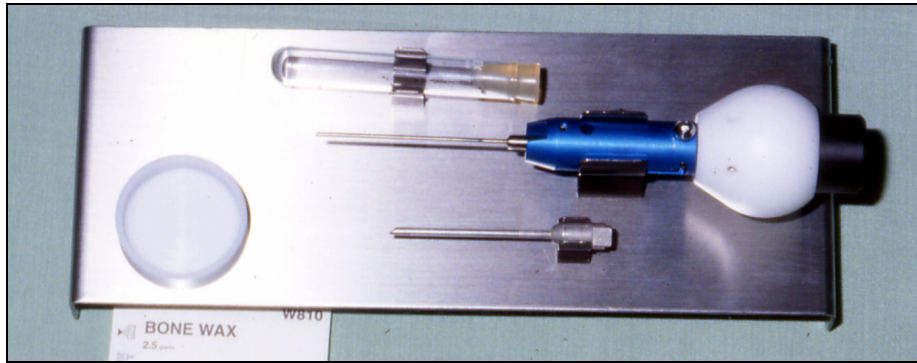


Abb. 3: Implantationswerkzeug für Tantal-kugeln der Firma UmRSA Biomedical, Schweden

5.6.2 RSA- Röntgen

Für die Röntgen-Aufnahmen in der Studie wurde zum einen eine festinstallierte Röhre (Philips Optimus Bucky Diagnost HT 04016658) und zum anderen die Siemens Mobilette E 04014694 verwendet. Die Röntgenfilme hatten ein Maß von 30 x 40 cm. Die Aufnahmen erfolgten in Hartstrahltechnik. Die angelegte Spannung (kV) und Belichtungszeit (mAS- Werte) bewegten sich dabei im Bereich von 113 bis 117 kV und 8 bis 10 mAS. Zur Verringerung von Aufhärungsartefakten wurden zusätzlich Aluminiumschienen im Strahlengang positioniert. Unter der Tischplatte befindet sich der Kalibrierungskäfig (s.Abb. 4). Die vertikale Seitenplatte des Käfigs und somit die control points sind ebenfalls in einer 40Grad Position zu den beiden Röntgenröhren. Die beiden Filmplatten befinden sich unterhalb des Kalibrierungskäfigs. Es wird somit auf jedem Röntgenfilm ein Fokus abgelichtet. Die beiden Foki lassen sich durch das doppelte Vorhandensein zweier Punkte in Fokus zwei auf dem späteren Röntgenbild unterscheiden.

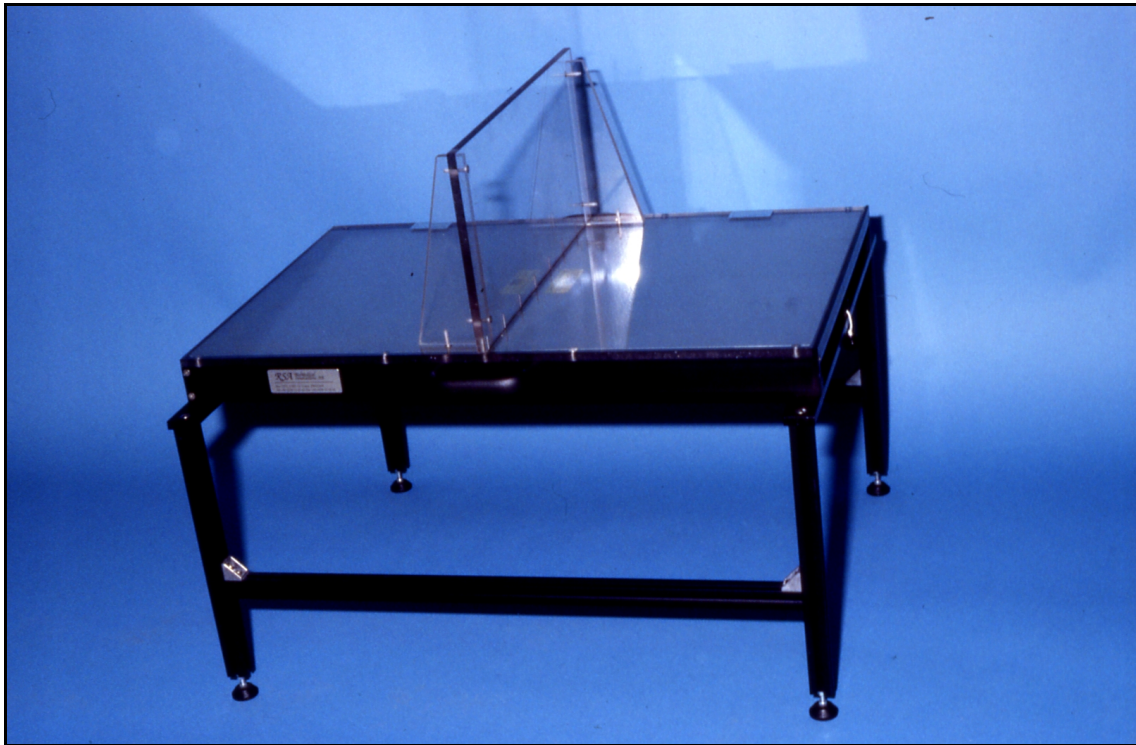


Abb.4: RSA- Kalibrierungskäfig für Wirbelsäulenaufnahmen

Das Röntgen erfolgt simultan in zwei Ebenen mittels zweier in 40 Grad-Stellung positionierter konventioneller Röntgenröhren, wodurch jeweils zwei Foki entstehen, die später durch die Lage der Marker des Kalibrierungskäfigs zugeordnet werden können(siehe Abb.5) {Selvik, Alberius, et al. 1983}. Der Patient wird liegend auf dem Röntgentisch positioniert. Die Röntgenröhren sind nun in 45 Grad Stellung zum Patient ausgerichtet.

Der Film-Fokus Abstand beträgt 1,60 m.

Die Röntgenröhren werden zu Beginn der Untersuchungsreihe genau justiert. Anschließend wird nur noch der Patient in Rückenlage mit dem Lagerungstisch in den Strahlengang geschoben. Bei der Ausrichtung der Röhren muss darauf geachtet werden, dass die durch die Lichtvisiere beider Röhren erzeugten Kreuze letztendlich parallel zueinander ausgerichtet sind. Der Schnittpunkt dieser Strahlengänge sollte sich dabei in der Ebene befinden, in der auch bei der späteren Aufnahme die Höhe der Wirbelfusion zu erwarten ist

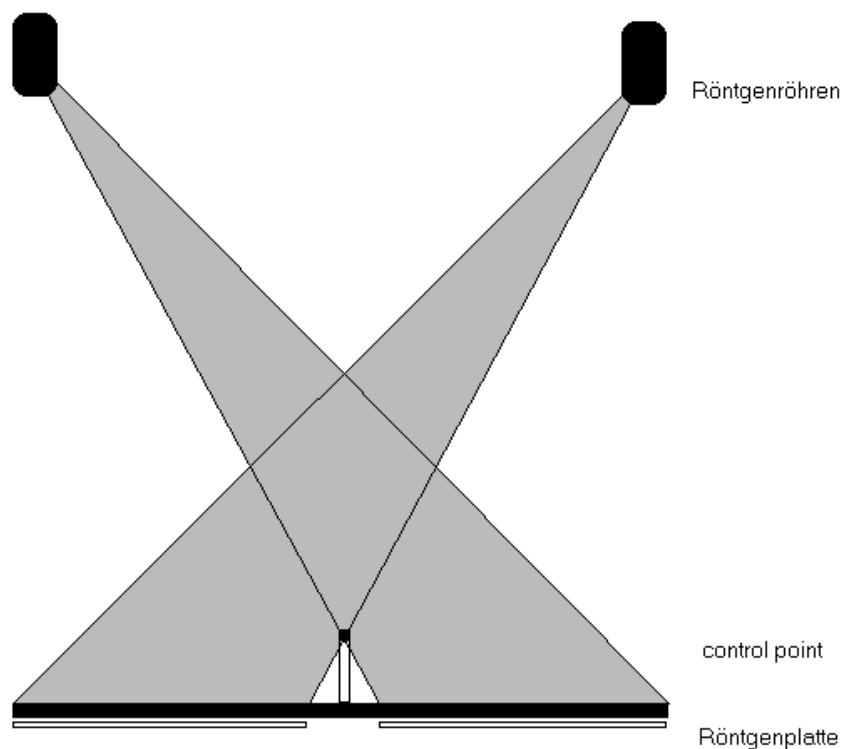


Abb.5: Strahlengang und Positionierung der Röntgenröhren

Die exakte Positionierung von Käfig, Röhren und Patient ist zur Rekonstruktion der Röhren-Position in der RSA- Auswertung nötig und entscheidend für die Genauigkeit der Untersuchung {Ryd, Yuan, et al. 2000}.

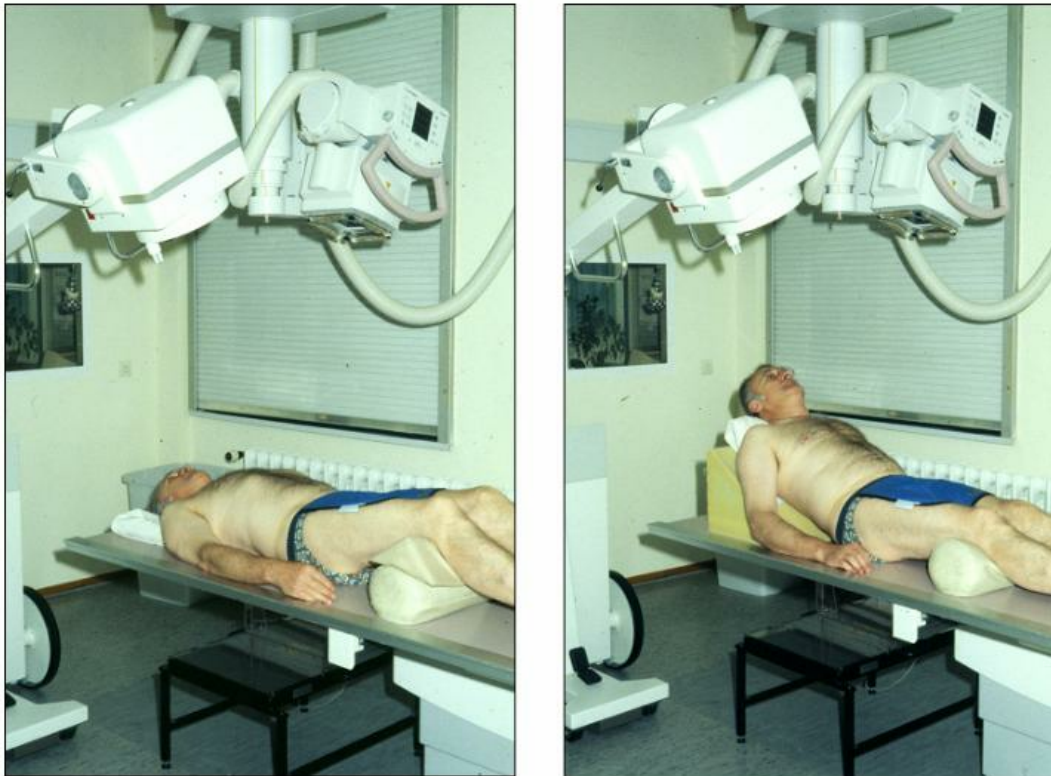


Abb.6a und b: Positionierung des Patienten in Neutral (a) und Inklination samt Röntgenröhren

Da im Rahmen der Studie minimale Veränderungen der Wirbelposition zueinander sowie der einzelnen Wirbel zu den jeweiligen Käfigen untersucht werden sollen, wird jeweils eine Aufnahme in Neutralposition des Oberkörpers sowie als korrespondierende Belastungsaufnahme eine Aufnahme in Inklination durchgeführt. Hierzu liegt der Patient einmal flach auf dem Röntgentisch und für die Inklinationsaufnahme wird er mittels Keilkissen in einer etwa 45 Grad Inklinationsposition gelagert. Pro Untersuchungszeitpunkt erhält man so für jeden Patienten vier Röntgenbilder, je zwei in Inklination und zwei in Neutralposition, auf denen neben den Kalibrierungsmarkern auch die in den Wirbelkörper eingebrachten Marker zu sehen sind.

5.6.3 RSA- Auswertungen

Um an den Röntgenbildern 3D-Messungen mit der UmRSA- Software durchführen zu können, werden die Bilder mittels eines handelsüblichen Personalcomputers weiterbearbeitet.

Zunächst werden die Röntgenaufnahmen mit einem großformatigen Flachbettscanner eingelesen. Verwendet werden dabei die Softwareprogramme MagicScan 32 Version 4.3 (Umax, Deutschland) und UmRSA Digital Scan RSA Images for Measuring Version 1.0 (UmRSA Biomedical Innovations AB, Schweden, Version 1999). Die genannten Programme bauen aufeinander auf und greifen auf eine einzige Datenbank zurück, in der die notwendigen Patientendaten gespeichert sind. Alle, auf den beiden eingescannten Röntgenfilmen abgebildeten Tantal-Markierungen müssen eindeutig identifiziert werden.

Ein Teil der Markierungen entspricht den Tantal-Kügelchen auf dem Kalibrierungskäfig (so genannte Kalibrierungsmarker, unterteilbar in filmnahe „Virtuelle Marker“ (klein, randscharf), die in einem Rechteck angeordnet sind und filmferne „Kontrollmarker“ (groß, unscharf), die in einer Geraden angeordnet sind. Diese bestimmen die Bildkoordinaten. Der Kalibrierungskäfig gibt somit drei Achsen x, y und z vor. Dementsprechend errechnet der Computer einen dreidimensionalen Raum. Die Bildkoordinaten dienen als Grundlage zur späteren Berechnung der Position der Patienten- und Objektmarker im Raum.

Unter Verwendung der digitalen RSA- Software ist es mittlerweile möglich, automatisch nach Angabe je zweier Virtueller Marker und Kontrollmarker die Käfigkoordinaten zu berechnen. Dem Programm wird angegeben, dass ein uniplanarer Käfigtyp verwendet wird. Die Geometrie und Anordnung der Käfigmarker zueinander sind damit bekannt und das Programm überprüft lediglich, ob sich an genau diesem erwarteten Punkt auf dem Röntgenbild ein Marker befindet. Ist dies der Fall, so wird er als Käfigeckpunkt akzeptiert.

Die übrigen Markierungen sind Tantal-Kügelchen des Knochens (so genannte Patientenmarker) oder die der Implantatkomponenten (so genannte Objektmarker).

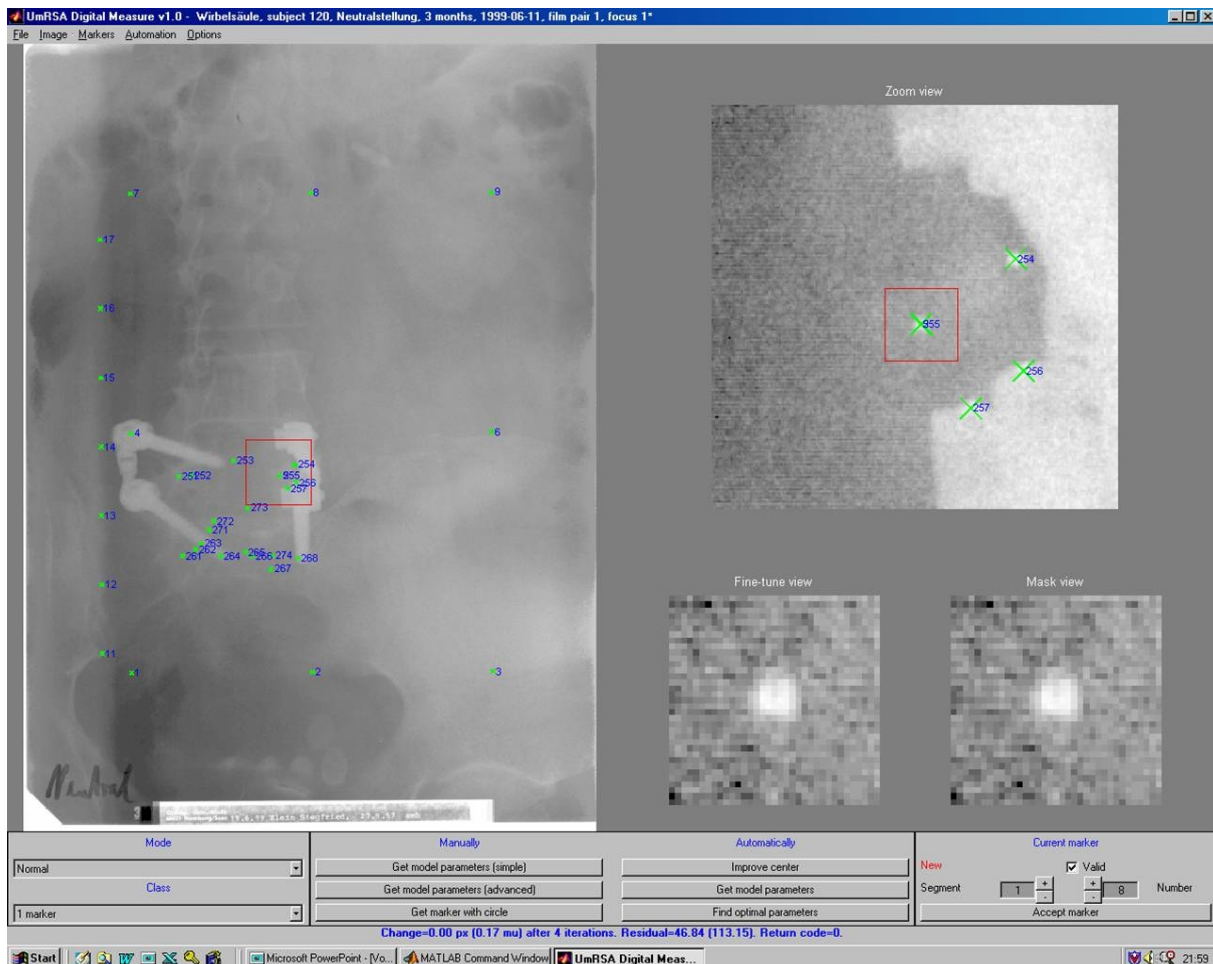


Abb.7: Zuordnung der ID- Nummern und Erfassen der Bilderkoordinaten mit Hilfe der UmRSA Digital Measure Software. Benutzeroberfläche mit Detailvergrößerung (oben rechts) und Kontrolle der Markerzentrierung (unten rechts).

Jeder Marker erhält eine Identifikationsnummer (ID- Nummer), die eine eindeutige Zuordnung zu sogenannten Bewegungssegmenten erlaubt. Unter einem Bewegungssegment versteht man bei der RSA Marker, die sich im gleichen Objekt befinden und sich untereinander nicht bewegen sollten (z. B. alle im Femur implantierten Tantalmarker bilden ein Bewegungssegment und die in der Prothese verankerten Tantalkugeln das zweite Segment). Wichtig ist, diese Marker- ID in jeder Folgeuntersuchung exakt beizubehalten, da sonst große Positionsänderungen einzelner Marker innerhalb eines Bewegungssegmentes resultieren würden.

Die Zentrierung der Marker bei der RSA basiert auf der geringeren Dichte einer Tantalkugel im Randbereich. Durch aufwendige mathematische Berechnungen kann das Zentrum des Markers exakt bestimmt werden (siehe auch Abb. 8)

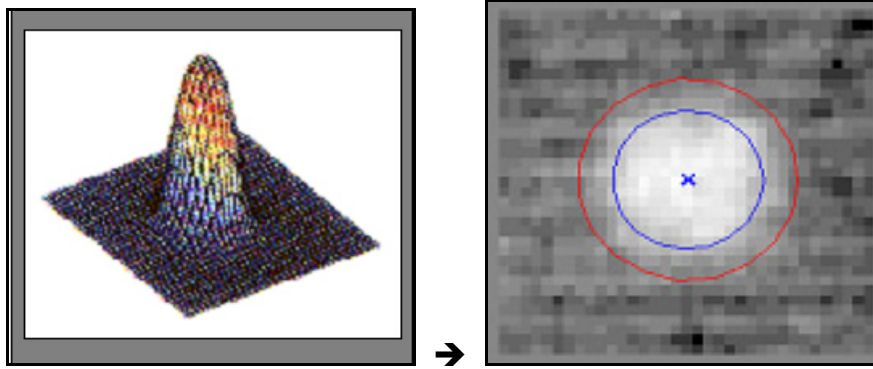


Abb.8: Mathematisches Modell der RSA- Software zur optimalen Ermittlung des Zentrums der Tantal-Kugeln

Im Anschluss an die Zuordnung der Segmente und Marker werden die Werte in die UmRSA- Software exportiert und weiter bearbeitet. Zur Messung von Bewegungen muss der Computer einen virtuellen dreidimensionalen Raum erstellen.

Es werden dazu drei Berechnungsschritte durchgeführt:

- Umwandlung der 2D-Bildkoordinaten der beiden Röntgenfilme in sogenannte „Laborkoordinaten“
- Bestimmung der Röhrenposition in Relation zum Kalibrierungskäfig
- Berechnung der 3D-Position jedes implantierten Tantal-Markers im Raum

Dem Computerprogramm ist die Lage der virtuellen Marker im Kalibrierungskäfig bekannt. Die eingelesenen Bildkoordinaten der simultan angefertigten Röntgenbilder sind aufgrund der Vergrößerung und der divergierenden Strahlengänge der Röntgenröhren verzerrt.

Diese Abweichung kann mathematisch (siehe Formel Abb. 9) ermittelt werden. Die damit genauer bestimmten Punkte werden in ein so genanntes korrigiertes Laborkoordinatensystem übertragen.

Die genaue Berechnung der Markerposition im dreidimensionalen Raum ist nur mit den korrigierten Laborkoordinaten möglich.

$$\sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n r_i^2}$$

r_i = radialer Fehler
 n
 n = Anzahl der virtuellen
 Marker

Abb. 9: Formel zur Korrektur des Laborkoordinatensystems

Im nächsten Schritt werden die Kontrollmarker mittels einer Geraden in das zuvor erstellte Laborkoordinatensystem übertragen. Unter der Annahme, dass sich bei idealer Digitalisierung die Geraden aller Kontrollmarker in einem Punkt schneiden, der dem Brennpunkt der Röhre entspricht, kann dieser Brennpunkt mit Hilfe einer Näherungsformel bestimmt werden (siehe Abb. 10).

$$\sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n d_i^2}$$

d_i = Abstand zwischen der
 berechneten Gerade i und
 dem berechneten Fokus
 n = Anzahl der Kontrollpunkte

Abb. 10: Näherungsformel zur Berechnung des Röhrenbrennpunktes

Sind die beiden Röntgenröhrenbrennpunkte bekannt, so kann das Computerprogramm zwei Geraden (Schnittlinien) durch die Objektmarker legen und damit die 3D-Position der Marker über die Strahlensätze im Raum berechnen.

Aufgrund geringfügig vorhandener Toleranzen schneiden sich die Geraden nicht immer in einem Punkt. Der Schnittpunkt (= Objektmarkerposition im Koordinatensystem) ist deshalb nicht immer eindeutig, sondern wird als der Mittelpunkt einer Linie definiert, die den kleinsten Abstand zu der Geraden besitzt. Gleichzeitig ist damit ein Fehlvektor gegeben, der eine Kontrolle der Genauigkeit der Messung ermöglicht. Für diesen Fehlvektor sind vom Programm Grenzwerte vorgegeben.

Für jeden einzelnen Patienten- oder Objektmarker wiederholt der Computer diesen letzten Schritt auf Basis der Ergebnisse der beiden ersten Berechnungen.

Sind Marker in verschiedenen Untersuchungen sicher identisch bezeichnet, so ermöglichen diese Vorberechnungen, Lageänderungen und damit Relativbewegungen (= Migrationen) der Segmente untereinander zu berechnen.

Die Marker innerhalb eines Segments (z.B. alle Femurmarker, alle Prothesenschaftmarker, alle Pfannenmarker und alle Marker im Acetabulum) werden als eigenständige Polygone zusammengefasst. Polygone sind räumliche Objekte, die durch Verbindung aller Marker eines Bewegungssegmentes entstehen. Die Polygone sollten idealerweise (bei Stabilität der Marker im Segment) ihre Form im Laufe der Untersuchungen nicht ändern.

Segmentbewegungen sind Verschiebungen der Polygone untereinander. Der Computer berechnet also ein mathematisches Modell. Dabei überprüft er zuvor, ob alle Marker des Bewegungssegments zwischen den einzelnen Untersuchungszeitpunkten stabil verankert sind, oder ob sich ein einzelner Marker relativ zu den übrigen Segmentkomponenten verschoben hat (z.B. durch Knochenbruch). Hierzu werden die einzelnen Kanten, Winkel und Geraden der Polygone zwischen den Untersuchungen miteinander verglichen. Weicht einer der Marker um mehr als 0,2 mm innerhalb des Polygons zur Voruntersuchung ab, so wird er ausgeschlossen und ein neues Polygon berechnet.

Die geometrische Qualität eines Polygons wird mit Hilfe der so genannten condition number angegeben. Eine hohe condition number bedeutet eine Verformung des Polygons im Grenzbereich, wodurch sich die Messgenauigkeit verringert.

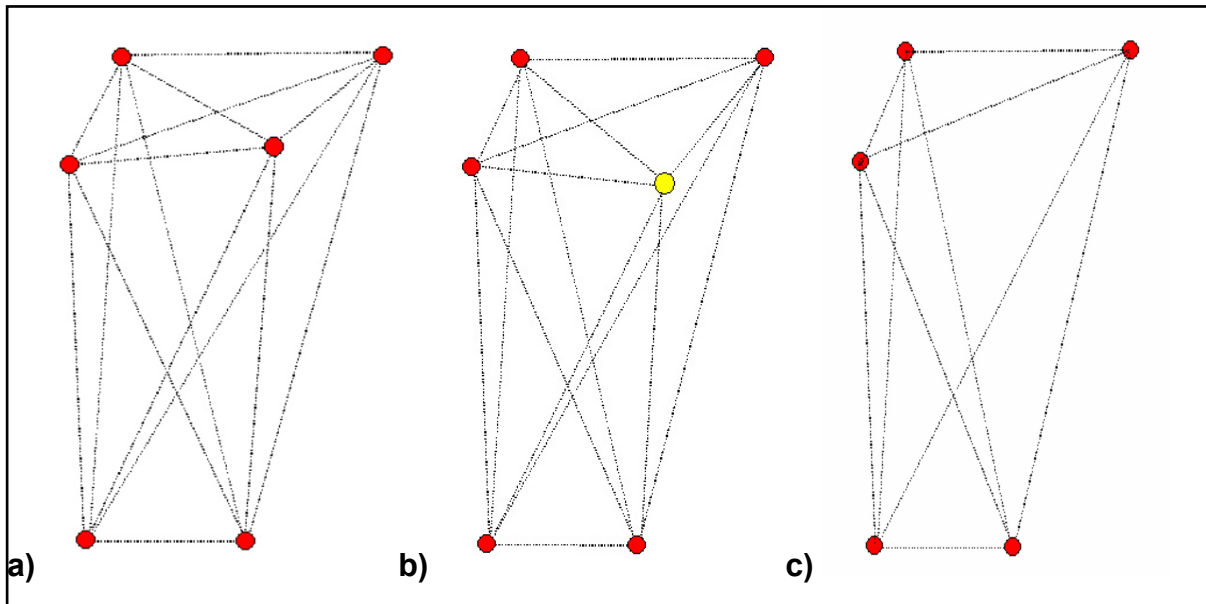


Abb. 11:

- a) Darstellung eines Polygons
- b) Sollte ein Marker (gelb) relativ zu den anderen wandern, resultiert eine Deformierung des Polygons. Der Marker wird von der Messung ausgeschlossen.
- c) Neu berechnetes Polygon nach Ausschluss des gewanderten Markers

Dieses Ausschlussverfahren wird als „Test of rigid body model“ bezeichnet {Selvik, Alberius, et al. 1983; Selvik 1989}. Dies ist eine weitere Fehlerkontrolle im RSA-System. Je mehr Marker implantiert werden, desto präziser wird das Polygon und damit der „Test of rigid body model“. Sind die einzelnen Polygone endgültig festgelegt, kann die Bewegung zwischen den einzelnen Segmenten berechnet werden. Werden mehrere Untersuchungen eines Patienten zu unterschiedlichen Zeitpunkten auf diese Weise bearbeitet, können Relativbewegungen der Segmente zwischen den einzelnen Kontrollen angegeben werden, indem der Computer Bewegungen der Polygone anhand der konstanten Käfig-Koordinaten miteinander vergleicht. Migrationen = „Bewegung in Abhängigkeit von der Zeit“ {Mjoberg, Selvik, et al. 1986} können dabei als Gesamtmigration von der postoperativen Untersuchung bis zur letzten ausgewerteten Aufnahme oder als beliebiger Zwischenwert auf der Zeitachse berechnet werden (z.B. Migration postoperativ bis zu drei Wochen, drei Wochen bis zu sechs Wochen, sechs Wochen bis zu drei Monaten, drei Wochen bis drei Monate).

Die Migrationsanalyse ist auf drei verschiedene Arten möglich:

- *Positionsänderung (Growth rate)*: Es werden Distanzänderungen der einzelnen Marker zwischen den einzelnen Untersuchungen festgestellt, eine Bewegungsrichtung ist dabei nicht erkennbar.
- *Einzelmessung (Point motion)*: Hierbei wird die Lageänderung einzelner Marker relativ zu einem Bewegungssegment bestimmt. Diese Analyse hat gegenüber der Segmentanalyse (s. unten) einen höheren Messfehler.
- *Segmentbewegungsanalyse (Segment motion)*: Dreidimensionale Bewegungsanalyse auf Segmentebene. Dies ist möglich, sobald mindestens drei Tantalmarker pro Segment vorhanden sind. Diese Variante weist eine höhere Messgenauigkeit auf. Nur mit ihrer Hilfe ist eine vollständige Migrationsanalyse inklusive Rotation möglich. Für die Studie wurde deshalb soweit möglich immer die Segmentbewegungsanalyse durchgeführt.

5.6.4 Messfehler

An verschiedenen Stellen wird vom RSA- System die Genauigkeit der Einzelmessungen überprüft.

Zum einen kontrolliert das System die digitalisierten Bildkoordinaten des Kalibrierungskäfigs im Vergleich zu den bekannten tatsächlichen Koordinaten des Kalibrierungskäfigs. Dies ist die erste Fehlerkontrolle.

Zum anderen wird der Fehlervektor (so genannter „*error vector of crossing lines*“) nach Berechnung der 3 D Position der Marker im Raum berechnet (siehe oben).

Die dritte Fehlerkontrolle ist der Test auf rigide Körper (*test of rigid body model*) zwischen den verschiedenen Untersuchungen.

Die noch akzeptablen Grenzwerte sind vom System für jeden der drei einzelnen Schritte vorgegeben.

Um den experimentellen Fehler zu bestimmen, wurde die Genauigkeit des RSA-Verfahrens durch Doppeluntersuchungen in 45° Inklinationsstellung sowie in Neutralstellung bestimmt. Fünf Patienten mit guter knöcherner Konsolidation in den konventionellen Röntgenbildern wurden sechs Monate nach der Fusion erneut untersucht. Die tatsächlichen intervertebralen Mikrobewegungen wurden

ausgewertet und die Standardabweichung dieser Bewegungen von Null berechnet. Null ist der theoretische Abstand gleicher Punkte. Die minimale signifikante Abweichung ($p < 0.01$) von 0.25 mm, 0.42 mm und 0.57 mm. In dieser Studie wurden ermittelte Translationsbewegungen der lumbosakralen Fusion als nicht signifikant gewertet solange sie folgende Werte für die drei Bewegungsachsen nicht überschritten: 0.3 mm, 0.5 mm und 0.7 mm. Die Genauigkeit unseres RSA- Setups wurde gemäß den bereits von Johnsson et al verwendeten Verfahren bestimmt, welcher vergleichbare minimal signifikante Bewegungen (< 0.01), nämlich 0.22 mm, 0.49 mm und 0.64 mm, publizierte.

5.6.5 Nachbearbeitung der RSA- Bilder

Die Bilder wurden mittels eines handelsüblichen Personalcomputers (PC, Dell- PC- System mit Pentium III Prozessor mit 128 MB RAM, 12 GB Festplattenspeicher) weiterbearbeitet.

Das Einscannen der Röntgenaufnahmen erfolgte mit dem großformatigen DIN A3- Präzisions-Flachbettscanner (UMAX, Deutschland, Modell Mirage II), mittels 300 dots-per-inch (dpi) - Auflösung.

Anschließend erfolgte die Bearbeitung der Bilddaten mit den Programmen UmRSA (RSA Biomedical Innovations AB, Schweden, Version 4.0) und UmRSA Digital Measure (RSA Biomedical Innovations AB, Schweden, Version 1.0).



Abb. 12: RSA- Arbeitsplatz (Computer, Scanner)

5.6.6 Untersuchungsverlauf

Eine Nachuntersuchung der Patienten mit RSA- Kontrollröntgenuntersuchung wurde eine Woche, drei Monate, sechs Monate und ein Jahr nach der Operation durchgeführt. Es erfolgte hierbei jeweils die übliche Röntgenkontrolle in Inklinatation und Neutralposition. Patienten (s. Abb. 6 a+b), welche sich einer Metallentfernung unterzogen, wurden zusätzlich nach Entfernung des dorsalen Fixateurs geröntgt. Des Weiteren wurde jeweils eine Seitenaufnahme der Wirbelsäule angefertigt.

Somit konnte zu jedem Untersuchungszeitpunkt durch den Vergleich der Neutralpositions- zu den Inklinationsaufnahmen zum einen die Restbeweglichkeit zwischen den versteiften Segmenten zueinander sowie die Beweglichkeit des Zwischenwirbelkäfigs, bezogen auf die angrenzenden Wirbelkörper beurteilt werden; zum anderen konnte die Entwicklung dieser Beweglichkeit im zeitlichen Verlauf durch Vergleich der Bewegungen zu den einzelnen Untersuchungszeitpunkten eingeschätzt werden.

Eine zunehmende Stabilität bzw. eine zunehmende knöcherne Konsolidierung zwischen den versteiften Segmenten entspricht einer Abnahme der Mikrobewegungen im zeitlichen Verlauf.

In gleicher Weise kann die Stabilität der Spondylodese nach Entfernung des dorsalen Fixateurs untersucht werden.

Zu jeder Nachuntersuchung wurden auch die sensomotorischen Funktionen sowie das Lasègue- Zeichen überprüft.

6. Ergebnisse

Die Studie wurde in zwei Untersuchungsansätze unterteilt: die Beurteilung der Stabilität nach zusätzlicher ventraler Spondylodese und die nach Entfernung des dorsalen Fixateurs.

6.1 Stabilitätsbeurteilung nach dorsaler und zusätzlicher ventraler Spondylodese

Nachdem in einem ersten Schritt eine Stabilisierung der Wirbelsäulensegmente von dorsal mittels eines Fixateurs interne in offener Technik erfolgte, wurde postoperativ eine Stabilitätsbeurteilung unter Zuhilfenahme des RSA Verfahrens durchgeführt. Die Untersuchung erfolgte in Reklination und Inklinaton.

Es zeigte sich mit Hilfe des RSA- Verfahrens eine durchschnittliche Mobilität zwischen den versteiften Wirbelsegmenten von 0,23 mm in der Transversalachse, von 0,54 mm in der Vertikal- und 1,2 mm in der Sagittalachse (siehe Tabelle 1). In einem zweiten Schritt erfolgte die zusätzliche Versteifung von ventral durch die Carbon- Käfige, welche in den Zwischenwirbelraum eingebracht wurden. Es resultierte hieraus eine deutliche Abnahme der Mikrobeweglichkeit zwischen den betroffenen Wirbelsegmenten. Erneute RSA- Röntgenaufnahmen erwiesen eine Reduktion der mittleren Mikrobewegungen auf 0,17 mm in der Transversal-, 0,16 mm in der Vertikal- und 0,44 mm in der Horizontalachse (siehe Tabelle 1)

Diese Abnahme der Mikrobewegungen ist gleichzusetzen mit einer Zunahme der Stabilität im versteiften Segment. Sehr wahrscheinlich ist, dass diese Abnahme der Beweglichkeit zwischen den fusionierten WK-Segmenten mit einer Zunahme der knöchernen Durchbauung einhergeht.

Bereits sechs Monate nach der Fusionsoperation waren in den konventionellen Röntgenaufnahmen trabekuläre Brückenbildungen als Anzeichen einer knöchernen Konsolidierung sichtbar. Zusätzlich zeigte sich, dass die Stabilität bereits wesentlich früher erreicht wird als die konventionelle Röntgenaufnahme dies vermuten ließ.

Die im Folgenden aufgeführte Tabelle gibt die Daten der untersuchten fünfzehn Patienten wieder. Zunächst erfolgt eine Auflistung der Mikrobewegungen zwischen den versteiften Segmenten im Anschluss an die dorsale Instrumentation (post OP 1, Tabelle 1), die rechte Spalte beschreibt darüber hinaus die verbleibende Restbeweglichkeit nach zusätzlicher ventraler Verblockung der Wirbelsäulensegmente (post OP 2, Tabelle 2) jeweils für die Transversal- (x), die Horizontal- (y) und die Sagittalebene (z).

Patient	post OP I (mm)			post OP II (mm)		
	X	Y	Z	X	Y	Z
1	0,12	0,29	2,77	0,13	0,29	1,01
2	0,54	1,58	2,45	0,07	0,06	0,17
3	0,03	0,12	0,09	0,20	0,03	0,40
4	0,47	1,59	1,67	0,29	0,23	0,10
5	0,06	0,70	0,99	0,19	0,22	0,51
6	0,02	0,52	0,98	0,09	0,03	0,05
7	0,24	0,59	1,12	0,05	0,43	0,25
8	0,02	0,11	0,11	0,20	0,01	0,43
9	0,32	0,14	0,93	0,15	0,08	0,88
10	0,44	0,47	0,43	0,08	0,18	0,29
11	0,26	0,56	1,02	0,40	0,22	0,66
12	0,20	0,07	0,66	0,24	0,05	0,40
13	0,21	0,53	1,56	0,21	0,19	0,51
14	0,31	0,61	1,29	0,18	0,31	0,49
15	0,19	0,24	1,92	0,11	0,14	0,47
mean	0,23	0,54	1,20	0,17	0,16	0,44

Tab. 1: Intervertebrale Mobilität der fusionierten Segmente bei liegendem Fixateur interne vor und nach ventraler Spondylodese

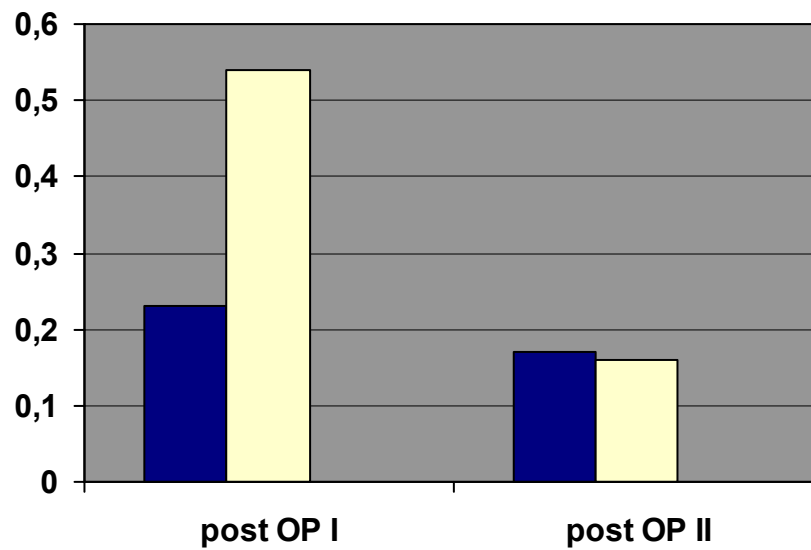


Diagramm 1: Intervertebrale Mobilität vor und nach ventraler Spondylodese

6.2 Stabilitätsbeurteilung nach Metallentfernung bei knöcherner Konsolidierung

Patienten- Nr	Geschlecht	Alter zum OP- Zeitpunkt	Zeitpunkt der Metallentfernung	Schraubenzieher/Tuch- klemmentest
1	f	44	9	solid fusion
2	f	47	8.5	solid fusion
3	f	62	11	solid fusion
4	f	35	9.5	solid fusion
5	f	37	12	solid fusion
6	m	41	15	solid fusion
7	m	49	7	solid fusion
8	m	52	8.5	solid fusion
9	m	39	9	solid fusion
10	f	40	10	solid fusion
mean		44.6	10	solid fusion

Tab. 2: Patientenmerkmale und intraoperative Untersuchungsbefunde

Primär wurde hier ebenfalls die zuvor beschriebene Fusion eines Wirbelsäulensegmentes durchgeführt. Die Patienten wurden ebenfalls einer RSA-Untersuchung unterzogen. Diese erfolgte nach einer Woche, drei Monaten und sechs Monaten.

Bereits postoperativ zeigten sich lediglich Mikrobewegungen von 0,12 mm in der Transversal-, 0,29 mm in der Vertikal- und 0,26 mm in der Sagittalebene.

Drei Monate nach der Operation zeigten sich keine wesentlichen Abweichungen von diesen Werten ($x = 0,18$ mm; $y = 0,3$ mm; $z = 0,37$ mm).

Die sechs Monate nach OP durchgeführte Kontrolle zeigte eine deutliche Abnahme der Mikrobewegungen was einer zunehmenden knöchernen Konsolidierung entspricht. Das RSA-Verfahren zeigte hier eine Restbeweglichkeit zwischen den fusionierten Wirbelkörpersegmenten von 0,11 mm in der x-, 0,14 mm in der y- und 0,18 mm in der z-Achse auf.

Nachdem aufgrund der RSA-Untersuchungen und der konventionellen Röntgenaufnahmen von einer knöchernen Konsolidierung ausgegangen werden konnte, wurden die Patienten zur Metallentfernung einbestellt, die über entsprechende Weichteil- Impingementsymptomatik klagten. Intraoperativ wurde die knöcherne Konsolidierung und somit die Stabilität der Fusion vor Entfernung des Metalls nochmals geprüft. Hierbei kamen der „screw - driver“- und der „towel - clip“-Test zum Einsatz. Bei diesen Verfahren handelt es sich um Versuche, bei denen es zu Distraktions-, Kompressions- und Torsionsbelastungen auf das fusionierte Segment kommt. Somit kann die Stabilität der Versteifung in situ überprüft werden.

Im Anschluss an die knöcherne Konsolidierung konnte der Fixateur interne entfernt werden.

Die weitere Verlaufskontrolle ergab einen geringfügigen Anstieg der Mikrobewegungen zwischen den versteiften Segmenten auf $x = 0,25$ mm, $y = 0,45$ mm und $z = 0,62$ mm.

Die kleinsten klinisch signifikanten Bewegungen ($p < 0,01$) lagen bei 0,22 mm; 0,42 mm und 0,57 mm für die x-, y- und z-Achse. Im Vergleich der Bewegungen vor und nach Metallentfernung des Fixateurs ergab sich eine Zunahme der Beweglichkeit von 0,14 mm; 0,31 mm und 0,44 mm. Damit liegt die Zunahme deutlich unterhalb der Nachweisbarkeitsgrenze des hier vorgestellten RSA- Systems.

Die im folgenden aufgeführten Tabellen geben zunächst einen Überblick über den Verlauf der knöchernen Konsolidierung nach der initial durchgeführten Operation. So wurden Kontrolluntersuchungen eine Woche, drei Monate und sechs Monate nach der Operation durchgeführt. Die Abnahme der Mikrobewegungen entspricht wie bereits erwähnt einer zunehmenden Stabilität der Fusion. Die rechte Spalte gibt die entsprechenden Restbewegungen nach Entfernung des dorsalen Fixateur interne unter Belassen der Zwischenwirbelkäfge wider. Tabelle eins gibt die Werte für die Transversalebene (x)- Achse an, entsprechend zeigen Tabelle zwei und drei die Werte für die Horizontal und die Sagittalebene.

Die geringste Zunahme der Beweglichkeit zeigt sich in der Transversalebene und in der Vertikalebene während eine deutlichere Zunahme von 0.65 Millimetern in der Sagittalebene zu messen ist. Es handelt sich jedoch wie bereits erwähnt um nicht signifikante Bewegungszunahmen.

x-Achse				
Patient	1 Woche	3 Monate	6 Monate	nach Metallentfernung (ME)
1	0,05	0,05	0,25	0,31
2	0,04	0,09	0,09	0,28
3	0,29	0,20	0,18	0,24
4	0,10	0,07	0,06	0,22
5	0,06	0,02	0,03	0,19
6	0,02	0,18	0,02	0,26
7	0,05	0,58	0,09	0,04
8	0,31	0,05	0,13	0,22
9	0,09	0,24	0,08	0,18
10	0,17	0,33	0,12	0,52
Mittelwert	0,12	0,18	0,11	0,25

y- Achse				
Patient	1 Woche	3 Monate	6 Monate	nach ME
1	0,06	0,29	0,39	0,45
2	1,28	0,98	0,05	1,19
3	0,91	0,16	0,53	0,68
4	0,05	0,34	0,09	0,41
5	0,04	0,05	0,03	0,52
6	0,02	0,16	0,03	0,02
7	0,10	0,22	0,12	0,23
8	0,08	0,26	0,08	0,31
9	0,12	0,18	0,06	0,41
10	0,24	0,31	0,03	0,29
Mittelwert	0,29	0,30	0,14	0,45

z- Achse				
Patient	1 Woche	3 Monate	6 Monate	Nach ME
1	0,12	0,54	0,31	0,58
2	0,35	0,09	0,21	1,26
3	1,49	0,91	0,27	0,81
4	0,02	0,01	0,02	0,83
5	0,01	0,02	0,09	0,38
6	0,09	0,10	0,12	0,54
7	0,09	1,62	0,23	0,31
8	0,27	0,19	0,24	0,43
9	0,02	0,09	0,03	0,49
10	0,11	0,17	0,29	0,56
Mittelwert	0,26	0,37	0,18	0,62

Tab.3: Intervertebrale Translationsbewegungen eine Woche, drei und sechs Monate nach dorsoventraler Spondylodese sowie vier Wochen nach Metallentfernung

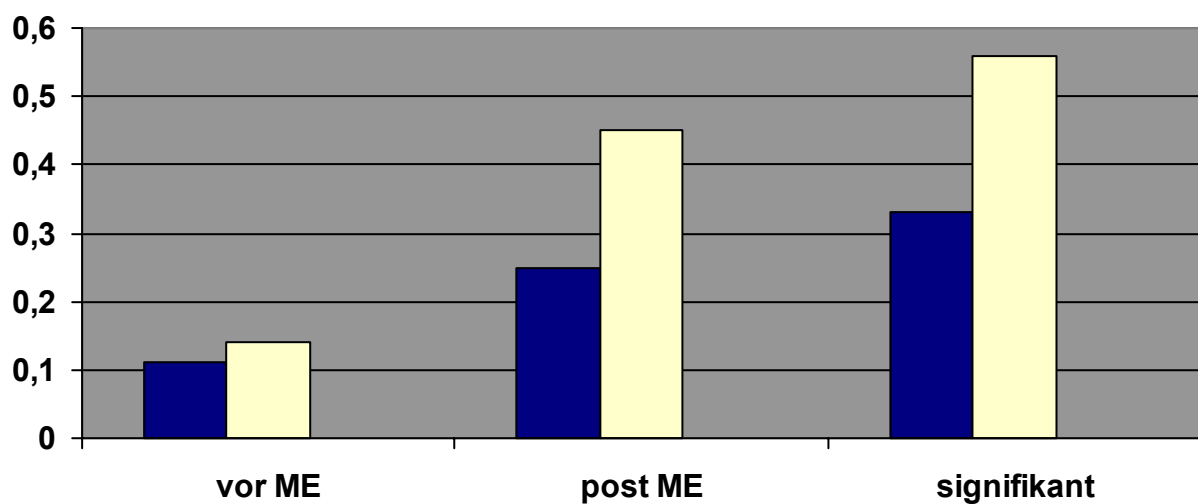


Diagramm 2: Intervertebrale Translationsbewegungen eine Woche, drei und sechs Monate nach OP sowie nach Metallentfernung

6.3 Komplikationen

Bekannte mögliche Komplikationen der oben erwähnten Eingriffe beziehen sich im Wesentlichen auf die Art des Zugangs und die interne Fixation {Fritzell, Hagg, et al. 2002; Fritzell, Hagg, et al. 2003; Whitecloud, Castro, et al. 1998}. So besteht bezüglich der Zugangswege bei ventraler {Laursen, Thomsen, et al. 1999} Stabilisierung die Möglichkeit, dass aufgrund von intraabdominellen Verwachsungen oder Blutungen {Tay & Berven 2002} das Durchführen einer endoskopischen Käfigimplantation unmöglich und die Erweiterung des Eingriffs auf eine offene Operation nötig wird. Des Weiteren können Komplikationen die interne Stabilisation selbst betreffen, wie z.B. das falsche Platzieren von Pedikelschrauben, Schraubenbruch oder das Verbiegen von Schrauben, sowie Pedikelfrakturen {Macedessi, Leong, et al. 2001}. Auch das Bestehen von Pseudarthrosen trotz dorsoventraler Versteifung wurde bereits beschrieben {Gertzbein, Hollopeter, et al. 1998}. Bei den durchgeführten Studien kam es in keinem der Fälle zu einer solchen Komplikation. Bei allen Patienten konnten die Käfige erfolgreich in das entsprechende Bandscheibenfach eingebracht werden ohne ein Fehlpositionieren des Käfigs in der Transversal- oder Horizontalachse. Zu postoperativen Wundheilungsstörungen kam es in einem der untersuchten Fälle im Sinne einer oberflächlichen Wundinfektion. Diese konnte jedoch durch die Gabe von Antibiotika erfolgreich zur Abheilung gebracht werden. Bei 2 Patienten fand sich postoperativ eine persistierende motorische Schwäche Kraftgrad 3/5 entsprechend der Nervenwurzel L5 und ein Taubheitsgefühl betreffend die Nervenwurzeln L5 und S1, das über die Metallentfernung hinaus fortbestand.

7. Diskussion

Die Versteifung der Wirbelsäule (Spondylodese) ist ein gängiges Verfahren zur Stabilisierung einer pathologischen Segmentbeweglichkeit der Lendenwirbelsäule (LWS) sowie zur Wiederherstellung der anatomischen sagittalen Ausrichtung bei bestehender Spondylolisthesis {Adam 1904; Andrews 2000; Bjarke, Stender, et al. 2002; Boachie-Adjei, Do, et al. 2002; Esses, Doherty, et al. 1996; Kanayama, Cunningham, et al. 1998; Kimura, Shingu, et al. 2001; Schwab, Nazarian, et al. 1995}. Es gibt eine Vielzahl von Spondylodesearten {Chell & Quinnell 2001; Lisai, Rinonapoli, et al. 1998; Margulies & Seimon; Nooraie, Ensafdar, et al. 1999}, die sich hinsichtlich des Zugangsweges {Harris & Weinstein 1987; Laursen, Thomsen, et al. 1999; Molinari, Bridwell, et al. 2002} und der verwendeten Operationstechnik (offen, endoskopisch oder eine Kombination beider Verfahren {Andrews 2000; Goldner, Urbaniak, et al. 1971; Pradhan, Nassar, et al. 2002} unterscheiden. Auch können verschiedene Fixateursysteme {Andrews 2000; Fischgrund 2004; Lowe & Tahernia 2002} oder eine von ventral implantierte Platte {Gunnarsson, Axelsson, et al. 2000; Roy-Camille, Benazet, et al. 1993; Suk, Lee, et al. 2000; Rehtine, Sutterlin, et al. 1996} zur Anwendung kommen. Darüber hinaus können auch Fusionskäfige {Bozkus & Dickman 2004; Christensen, Hansen, et al. 2002; Cunningham & Polly 2002; Diedrich, Kraft, et al. 2000; Kai, Oyama, et al. 2004; Molinari, Sloboda, et al. 2003} und/oder unterschiedliche Knochentransplantate (autogen/allogen) in den Zwischenwirbelraum implantiert werden {Adam 1904; Csecsei, Klekner, et al. 2000; Dai, Jia, et al. 2001; Grzegorzewski & Kumar 2000; Hanson, Bridwell, et al. 2002; Madan & Boeree 2002; Majd & Holt 2000}

Zahlreiche biomechanische und tierexperimentelle Studien haben gezeigt, dass die zusätzliche Stabilisierung der ventralen Säule der LWS durch die Implantation von Käfigen in den Zwischenwirbelraum {Goh, Wong, et al. 2000} (dorsoventrale Spondylodese) eine biomechanisch günstige Situation schafft, die die Inzidenz eines Ermüdungsbruchs des Fixateursystems verringert und die knöcherne Heilung beschleunigen kann {Enker & Steffee 1994; Kanayama, Cunningham, et al. 1999; La Rosa, Conti, et al. 2003; Laursen, Thomsen, et al. 1999; Murakami, Horton, et al. 1904; Muschik, Zippel, et al. 1997; Nydegger, Oxland, et al. 2001; Pape, Fritsch, et al. 2002}.

Unabhängig von Operationsmethode und Implantatwahl ist allen Spondylodesen gemeinsam, dass die initiale Stabilität und der Fortschritt der knöchernen Heilung

klinisch und bildmorphologisch nur ungenau einzuschätzen ist. Die bislang genaueste Methode ist die direkte operative Exploration der Fusionsstrecke {Steib, Bogorin, et al.}, die aufgrund ihrer Invasivität und Kostenintensität allerdings keinen Routineeingriff darstellt. Eine weniger invasive Methode stellt die Standard-Röntgenaufnahme dar {Bernicker, Kohl, et al. 1999; Kai, Oyama, et al. 2004; Lowe, Hopf, et al. 1996}, welche zumindest für das Erfassen größerer Instabilitäten oder intervertebraler Bewegungen in der zweidimensionalen Darstellung von Nutzen ist. Die Genauigkeit des Nativ-Röntgens liegt zwischen 1-5 mm und ist zu gering um reproduzierbare Messungen an Röntgenbildern durchführen zu können. Auch werden Röntgenaufnahmen in bis zu 31% der Fälle fehlinterpretiert {Kawakami, Tamaki, et al. 2002}. Diese diagnostische Lücke kann mit Hilfe der Röntgen Stereometrie Analyse (RSA) geschlossen werden, weshalb sie in der orthopädischen Forschung und mehr und mehr zum Einsatz kommt {Karrholm, Hansson, et al. 1985; Karrholm 1989; Karrholm & Snorrason 1992; Karrholm, Borssen, et al. 1994; Karrholm, Jonsson, et al. 1994; Ragnarsson, Eliasson, et al. 1992}. Die RSA ermöglicht die Quantifizierung von intervertebralen Bewegungen in den Raumebenen mit einer Genauigkeit, die in Abhängigkeit von der Bewegungsrichtung zwischen 0.3 bis 0.7 mm liegt {Johnsson, Selvik, et al. 1990; Johnsson, Stromqvist, et al. 1992; Johnsson, Axelsson, et al. 1999}.

Bislang wurde die RSA- Methode im Bereich der Wirbelsäule nur bei posterolateraler Fusion von Johnsson et al verwendet {Gunnarsson, Axelsson, et al. 2000; Johnsson, Selvik, et al. 1990} bzw. in der Forschung und Diagnostik konservativ behandelter Wirbelsäulenerkrankungen {Axelsson, Johnsson, et al.}. Erfahrungen über die Durchführbarkeit von RSA bei dorsoventralen Spondylodesen liegen nicht vor. Das Ziel der vorliegenden Arbeit war daher, folgende Fragestellungen zu beantworten:

- (1) Ist die Röntgen Stereometrie Analyse (RSA) geeignet die Stabilität von fusionierten Wirbelkörpersegmenten zu quantifizieren wenn eine dorsoventrale Operationstechnik verwendet wird (**Machbarkeitsstudie**) ?
- (2) Wird die **Primärstabilität** einer transpedikulären Fixation mittels Fixateur interne durch eine zusätzliche ventrale endoskopische Implantation von Fusionskäfigen erhöht ?
- (3) Kann der Fixateur interne bei gesicherter knöcherner Integration der Fusionskäfige entfernt werden (**Sekundärstabilität**), ohne dass die Stabilität beeinträchtigt wird ?

Das verwendete Studiendesign ermöglichte die Untersuchung der **Primärstabilität** bei zweizeitiger Wirbelkörperperfusion: durch das zweizeitige operative Vorgehen konnte die postoperative Stabilität nach alleiniger dorsaler Instrumentation {Bjarke, Stender, et al. 2002; Boachie-Adjei, Do, et al. 2002} mit der erreichten Stabilität nach zusätzlicher ventraler Versteifung verglichen werden {Spruit, Pavlov, et al. 2002}. Nach Implantation des Fixateur interne von dorsal, erfolgte mit einem zeitlichen Abstand von etwa vier bis zehn Tagen die ergänzende anteriore Versteifung. Entsprechende RSA- Untersuchungen vor und nach erneutem Eingriff ermöglichten Aussagen über die unterschiedliche Stabilität.

Die vorliegenden Ergebnisse zeigen, dass sich die intervertebralen Bewegungen nach zusätzlicher ventraler Stabilisierung hauptsächlich in sagittaler (ventrodorsaler Bewegungsrichtung = Z-Achse; vgl. Tab. 1+3) und longitudinaler (kraniokaudaler Bewegungsrichtung = Y-Achse; vgl. Tab. 1+3) signifikant verringern. Die Abnahme der Mikrobewegungen zwischen den beiden versteiften Segmenten im zeitlichen Verlauf lässt sich mit der beginnenden knöchernen Durchbauung erklären: nicht nur radiologisch sichtbare Knochentrabekel sondern auch das in der frühen Heilungsphase gebildete, noch röntgendurchlässige prämineralisierte Osteoid bietet schon eine stabilisierende Funktion, die sich durch die abnehmende intervertebrale Beweglichkeit bemerkbar machen kann {Johnsson, Axelsson, et al. 1999}. Andere klinische und biomechanische Studien unterstützen die Ergebnisse unserer Studie: Johnsson beschrieb in einer RSA- Studie, dass die posterolaterale Versteifung der Wirbelsäule ohne Instrumentierung bei Instabilitäten zwar zu einer nachweisbaren Verminderung der Segmentbeweglichkeit führt, jedoch häufig noch signifikante Restbeweglichkeiten zwischen den versteiften Segmenten nachzuweisen sind . Erst die zusätzliche Stabilisierung der WS von dorsal erhöhte die Primärstabilität deutlich {Korsgaard, Christensen, et al. 2002} erlaubte aber noch eine Restbeweglichkeit in sagittaler Ebene {Johnsson, Selvik, et al. 1990; Johnsson, Stromqvist, et al. 1992; Johnsson, Axelsson, et al. 1999}. In unserem Patientengut verringerte sich die sagittale Restbeweglichkeit laut RSA auf Werte unterhalb der Messgenauigkeit nach zusätzlicher Stabilisierung der WS mittels Fixateur interne. Aus der klinischen Praxis ist bekannt, dass die alleinige dorsale Stabilisierung aufgrund des Schwingungsverhaltens des Metalls zu einem Ermüdungsbruch der Pedikelschrauben führen kann {Hashimoto, Shigenobu, et al. 2002; Miyakoshi, Abe, et al.; Seitsalo, Schlenzka, et al. 1997; Zhao, Hai, et al. 2000; Zucherman, Zdeblick, et al. 1995}. Andererseits kann die alleinige Stabilisierung der ventralen Säule ohne

zusätzliche Abstützung von dorsal mittels Fixateur interne zu einem starken Einsinken des Käfigs in die benachbarten Deck- und Bodenplatten führen (= subsidence, vergl. Abb. 12 a und b) {Hashimoto, Shigenobu, et al. 2002; Miyakoshi, Abe, et al.; Seitsalo, Schlenzka, et al. 1997; Zhao, Hai, et al. 2000; Zucherman, Zdeblick, et al. 1995}. Biomechanische Untersuchungen sowohl an humanen und tierischen Präparaten zeigen eine deutliche Verbesserung der Stabilität durch die zusätzliche Implantation von Zwischenwirbelkäfigen bei bestehender dorsaler Stabilisierung der LWS mittels eines Fixateur interne {Le Huec J.C, Liu M., et al. 2002; Lund, Oxland, et al. 1998; Tsantrizos, Baramki, et al. 2000}. Ergänzend durchgeführte In- vivo- Studien an Hunden und Schafen bestätigten, dass dorsoventrale Spondylodesen aufgrund der hohen Primärstabilität der Konstruktion zu einer Erhöhung der Fusionsrate führen können {Zdeblick 1998}.

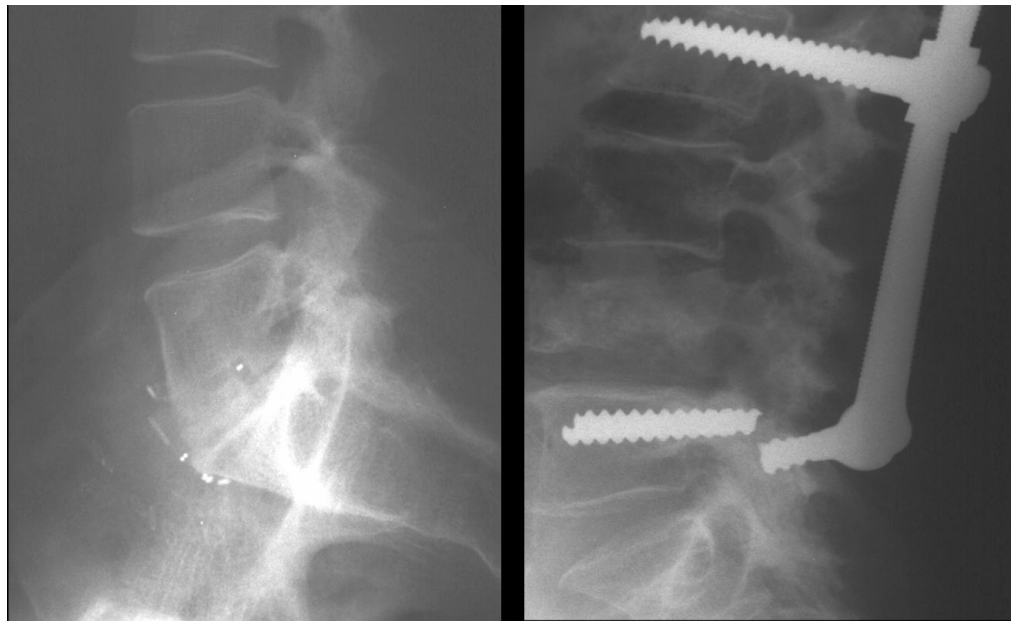


Abb.13a und b: Maximales Einsinken eines „stand alone“ Fusionskäfiges ohne dorsale Stabilisation durch einen Fixateur interne (a)

Schraubenbruch bei alleiniger dorsaler Instrumentation ohne Stabilisierung der ventralen Säule mit einem Fusionskäfig (b)

In der zweiten Untersuchung der intervertebralen **Sekundärstabilität der LWS** sollte die Beweglichkeit innerhalb eines dorsoventral stabilisierten Segmentes mittels RSA

vor und nach Fixateur interne Entfernung quantifiziert werden. Hierzu war die radiologisch gesicherte feste knöchernen Fusion des Segmentes eine Vorbedingung. Diese wurde auch intraoperativ mit Hilfe des sogenannten „screw - driver“- und des „towel - clip“-Testes unter Durchleuchtung verifiziert (vgl. Kapitel Methodik).

Unsere RSA- Untersuchungen haben gezeigt, dass die Entfernung des Fixateur externe bei nachgewiesener knöcherner Konsolidierung zu einer minimalen Erhöhung der intervertebralen Beweglichkeit geführt hat. Allerdings handelt es sich hierbei um geringfügige Zunahmen der Mikrobewegungen (0.14, 0.31 und 0.44 mm in der Transversal-, Horizontal- und der Sagittalebene; vgl. Tabelle 3) in den versteiften Segmenten, welche jedoch unterhalb der Genauigkeitsgrenze unseres RSA- Systems lagen (0,3 mm, 0,5 mm und 0,7 mm für die X,-Y- und Z-Achse; vergleiche S. 10, Kapitel Methodik) und somit keine signifikante Zunahme an intervertebraler Bewegung darstellten. Diese Ergebnisse in Zusammenschau mit den klinischen Nachuntersuchungen bestätigen, dass dem Fixateur interne bei gesicherter knöcherner Fusion der ventralen Wirbelsäule durch Fusionskäfige kein maßgeblicher stabilisierender Effekt mehr zugewiesen werden kann. Die geringe Erhöhung der Beweglichkeit der LWS kann durch ihre vermehrte Elastizität mit Erhöhung der Biegekräfte durch die Inklinationsposition des Patienten nach Entfernung des rigiden Fixateursystems erklärt werden. Dies trifft vor allem auf die Patienten Nummer 2 und 3 (siehe Tabelle 3) zu, die nach Fixateurentfernung eine signifikante Zunahme der intervertebralen Beweglichkeit bei intraoperativ nachgewiesener knöcherner Fusion der Wirbelkörper aufwiesen.

Tierexperimentelle Untersuchungen von Kanayama bestätigten im Rahmen von in vivo Untersuchungen an Schafen, dass die Kraftübertragung auf den Fixateur interne im zeitlichen Verlauf abnimmt {Kanayama, Cunningham, et al. 1998}. Es kann daher angenommen werden, dass der stabilisierende Effekt des Fixateurs mit zunehmender knöcherner Durchbauung der Spondylodese abnimmt {Pape, Fritsch, et al. 2002}. Trotzdem ist das notwendige Ausmaß an postoperativer Stabilität im erkrankten Wirbelsäulensegment unbekannt. Andere Studien stellen die Notwendigkeit einer instrumentierten Stabilisierung grundsätzlich in Frage, da das funktionelle Ergebnis einer Fusion sowohl mit als auch ohne Instrumentierung vergleichbar war {Fischgrund 2004; Fritzell, Hagg, et al. 2001; Metz-Stavenhagen, Sambale, et al. 1997}.

Unsere Untersuchungen weisen folgende potentielle Limitierung auf: Die Aussagekraft unserer Studie könnte durch die Tatsache eingeschränkt sein, dass in

keinem der Fälle eine Pseudarthrose nach Spondylodese mittels RSA diagnostiziert wurde. Dies kann darauf hinweisen, dass die RSA- Methode als in- vivo Verfahren nicht spezifisch genug ist, falsch positive „knöcherne Fusionen“ aufzudecken. Dem ist zu entgegnen, dass bei weniger stabilen posterolateralen Fusionsversuchen ohne Instrumentierung die RSA- Methode zwischen Fusion und Nicht-Fusion unterscheiden konnte {Johnsson, Selvik, et al. 1990; Johnsson, Stromqvist, et al. 1992; Johnsson, Axelsson, et al. 1999}.

8. Schlussfolgerungen:

(1) Die Röntgen Stereometrie Analyse (RSA) erscheint geeignet die Stabilität von dorsoventralen Spondylodesen zu quantifizieren. Die anhand der RSA- Werte gemessene solide knöcherne Fusion konnte in allen Fällen durch den intraoperativen Befund verifiziert werden. Die gemessenen Bewegungen nach dorsoventraler Spondylodese geben ergänzende und biomechanisch nachvollziehbare Werte im Vergleich zu den Ergebnissen von zuvor publizierten RSA- Studien nach posterolateraler Spondylodese (**Machbarkeitsstudie**).

(2) Die ventrale endoskopische lumbosakrale Spondylodese erhöht signifikant die Primärstabilität der dorsalen Fixateur- Interne- Fixierung in zwei Ebenen des Raumes (**Primärstabilität**).

(3) Der Fixateur interne kann bei gesicherter knöcherner Integration der Fusionskäfige entfernt werden, ohne dass die Stabilität beeinträchtigt wird (**Sekundärstabilität**).

Weitere klinische RSA Studien sind notwendig, um das Einsinkverhalten der Fusionskäfige zu untersuchen, welches sich möglicherweise durch die höheren Kompressionskräfte nach Fixateur-Entfernung verstärken kann.

9. Anhang

9.1 Tabellen und Diagramme

Tab. 1:	Intervertebrale Mobilität der fusionierten Segmente vor und nach ventraler Spondylodese	Seite 33
Tab. 2:	Patientenmerkmale und intraoperative Untersuchungsbefunde	Seite 34
Tab. 3:	Intervertebrale Translationsbewegungen eine Woche, drei und sechs Monate nach OP sowie nach Metallentfernung	Seite 36-37
Diag. 1:	Intervertebrale Mobilität vor und nach ventraler Spondylodese	Seite 34
Diag. 2:	Intervertebrale Translationsbewegungen eine Woche, drei und sechs Monate nach OP sowie nach Metallentfernung	Seite 37

9.2 Abbildungen

Abb. 1a+b:	Röntgenbild der LWS nach Implantation eines AETI Käfiges und dorsaler Stabilisierung	Seite 15
Abb. 2a+b	Markierung mit Tantalmarkern	Seite 17
Abb. 3	Implatationswerkzeug für Tantalkugeln der Firma UmRSA Biomedical Schweden	Seite 18
Abb. 4	RSA-Kalibrierungskäfig für Wirbelsäulenaufnahmen	Seite 19
Abb. 5	Strahlengang und Positionierung der Röntgenröhren	Seite 20
Abb. 6a+b	Positionierung der Röntgenröhren und des Patienten	Seite 21
Abb. 7	Zuordnung der ID-Nummern und Erfassen der Bilderkoordinaten mit Hilfe der UmRSA Digital Measure Software. Benutzeroberfläche mit Detailvergrößerung(oben rechts) und Kontrolle der Markerzentrierung(unten rechts)	Seite 23
Abb. 8	Mathematisches Modell der RSA-Software zur optimalen Ermittlung des Zentrums der Tantalkugeln	Seite 24

Abb. 9	Formel zur Korrektur des Laborkoordinatensystems	Seite 25
Abb. 10	Näherungsformel zur Berechnung des Röhrenbrennpunktes	Seite 25
Abb. 11	Darstellung eines Polygons	Seite 27
Abb. 12	RSA-Arbeitsplatz (Computer,Scanner)	Seite 30
Abb. 13a+b	Maximales Einsinken eines „stand alone cages“ ohne dorsale Fixation mit einem fixateur interne; Schraubenbruch bei alleiniger dorsaler Instrumentation	Seite 42

9.3 Einverständniserklärung

Orthopädische Universitätsklinik Homburg; Direktor: Prof. Dr. med. D. Kohn

Radiostereometrie-Analyse (RSA) bei dorsoventralen Spondylodesen

Einverständniserklärung

Sehr geehrter Patient!

Bei Ihnen ist eine Radiostereometrie-Analyse (RSA) im Rahmen Ihrer Wirbelsäulenoperation geplant. Mit diesem Verfahren ist es möglich kleinste Bewegungen zwischen Knochen und den Fixateuranteilen zu erfassen. So kann der Zeitpunkt der knöchernen Einheilung und die Dauerfestigkeit der Versteifung im operierten Segment bestimmt werden. Schraubenlockerungen können sicher frühzeitig erkannt werden. Die wissenschaftliche Auswertung der Ergebnisse soll helfen die Qualität von Operationsverfahren und Implantaten zu verbessern.

Damit die RSA- Messungen durchgeführt werden können, ist es nötig den Knochen intraoperativ mit winzigen kleinen Kügelchen aus Tantal zu markieren. Tantal ist ein Edelmetall. Es ist äußerst korrosionsbeständig und verursacht keine Allergien. Die Kügelchen werden während der Operation in den Knochen über den üblichen Operationsweg eingebracht, so dass keine zusätzlichen Schnitte erforderlich sind. Die Kügelchen verwachsen mit dem Knochen und verbleiben dort lebenslang. Wesentliche Wanderungen der Kügelchen sind nicht bekannt. Geringe Bildstörungen bei späteren Computer- und Kernspintomografien im Operationsgebiet sind möglich. Sie sind jedoch wesentlich geringer als die durch das Schraubenmaterial verursachten Bildstörungen. Die Methode wird in Schweden seit 25 Jahren angewendet. Bei über 5000 Patienten ist es zu keinerlei Komplikationen gekommen.

Nach der Operation werden in bestimmten Abständen mit einer speziellen Röntgentechnik Bilder angefertigt. Die Strahlenbelastung ist dabei etwas niedriger, als bei üblichen Röntgenaufnahmen. Anschließend werden die Röntgenbilder mit dem Computer ausgewertet.

Ich erkläre und bestätige hiermit, dass ich in einem Gespräch über die Anwendung der Radiostereometrie-Analyse bei mir und die damit verbundenen Risiken aufgeklärt worden bin. Mir ist bewusst, dass hierbei kleine Metallkügelchen in den Knochen eingebracht werden. Mit den zur Auswertung nötigen Röntgenaufnahmen bin ich einverstanden. Alle von mir gestellten Fragen wurden für mich verständlich und ausreichend beantwortet.

Homburg, den

.....
Unterschrift des Patienten bzw. Sorgeberechtigten

.....
Unterschrift des aufklärenden Arztes

.....
ggf. Unterschrift des Übersetzers

10. Literaturverzeichnis

- 1 Adam,F.F. (1904) Modified sacrospinalis muscle pedicle bone graft for fusion of isthmic spondylolisthesis. *Int Orthop* 25[5], 326-330
- 2 Alfaro-Adrian,J.; Gill,H.S.; Marks,B.E.; Murray,D.W. (1999) Mid-term migration of a cemented total hip replacement assessed by radiostereometric analysis. *Int Orthop* 23[3], 140-144
- 3 Alfaro-Adrian,J.; Gill,H.S.; Murray,D.W. (2001) Should total hip arthroplasty femoral components be designed to subside? A radiostereometric analysis study of the Charnley Elite and Exeter stems. *J Arthroplasty* 16[5], 598-606, 2001
- 4 Andrews,C.L. (2000) Evaluation of the postoperative spine: spinal instrumentation and fusion. *Semin Musculoskelet Radiol* 4[3], 259-279,
- 5 Aulisa,L.; Di Segni,F.; Tamburrelli,F.; Pitta,L.; De Santis,V. (2000) Surgical management of instability of the lumbar spine. *Rays* 25[1], 105-114
- 6 Axelsson,P.; Johnsson,R.; Stromqvist,B. (2000) Is there increased intervertebral mobility in isthmic adult spondylolisthesis? A matched comparative study using roentgen stereophotogrammetry. *Spine*25[13], 1701-1703
- 7 Axelsson,P.; Johnsson,R.; Stromqvist,B.; Andreasson,H. (2003) Temporary external pedicular fixation versus definitive bony fusion: a prospective comparative study on pain relief and function. *Eur Spine J* 12[1], 41-47
- 8 Bailey,S.I.; Bartolozzi,P.; Bertagnoli,R.; Boriani,S.; van Beurden,A.F.; Cross,A.T.; Friedl,H.P.; Gurr,K.R.; Halm,H.; Kruls,H.J.; Metz-Stavenhagen,P.; Schulze,K.J. (1996) The BWM spinal fixator system. A preliminary report of a 2-year prospective, international multicenter study in a range of indications requiring surgical intervention for bone grafting and pedicle screw fixation. *Spine* 21[17], 2006-2015
- 9 Baldursson,H. (1987) Subsidence of the femoral prosthesis: a stereophotogrammetric evaluation. *Clin Orthop Relat Res* [220], 312-Baldursson
- 10 Bernicker,J.P.; Kohl,H.W.; Sahni,I.; Esses,S.I. (1999) Long-term functional and radiographic follow-up of surgically treated isthmic spondylolisthesis. *Am J Orthop* 28[11], 631-636
- 11 Bjarke, Christensen,F.; Stender,Hansen,E.; Laursen,M.; Thomsen,K.; Bunger,C.E. (2002) Long-term functional outcome of pedicle screw instrumentation as a support for posterolateral spinal fusion: randomized clinical study with a 5-year follow-up. *Spine* 27[12], 1269-1277
- 12 Boachie-Adjei,O.; Do,T.; Rawlins,B.A. (2002) Partial lumbosacral kyphosis reduction, decompression, and posterior lumbosacral transfixation in

high-grade isthmic spondylolisthesis: clinical and radiographic results in six patients. *Spine* 27[6], E161-E168

- 13 Bozkus,H.; Dickman,C.A. (2004) Transvertebral interbody cage and pedicle screw fixation for high-grade spondylolisthesis. Case report. *J Neurosurg* 100[1 Suppl], 62-65
- 14 Brantigan,J.W.; Steffee, A. (1993) carbon fiber implant to aid interbody lumbar fusion. Two-year clinical results in the first 26 patients. *Spine* 18[14], 2106-2107
- 15 Brodsky,A.E.; Kovalsky,E.S.; Khalil,M.A. (1991) Correlation of radiologic assessment of lumbar spine fusions with surgical exploration. *Spine* 16[6 Suppl], S261-S265,
- 16 Chell,J.; Quinnell, R.C. (2001) Transvertebral pedicle fixation in severe grade spondylolisthesis. Report of three cases. *J Neurosurg* 95[1 Suppl], 105-107
- 17 Chou,W.Y.; Hsu,C.J.; Chang,W.N.; Wong,C.Y. (2002) Adjacent segment degeneration after lumbar spinal posterolateral fusion with instrumentation in elderly patients. *Arch Orthop Trauma Surg* 122[1], 39-43
- 18 Christensen,F.B.; Hansen,E.S.; Eiskjaer,S.P.; Hoy,K.; Helmig,P.; Neumann,P. (2002) Circumferential lumbar spinal fusion with Brantigan cage versus posterolateral fusion with titanium Cotrel-Dubousset instrumentation: a prospective, randomized clinical study of 146 patients. *Spine* 27[23], 2674-2683
- 19 Csecsei,G.I.; Klekner,A.P.; Dobai,J.; Lajgut,A.; Sikula,J. (2000) Posterior interbody fusion using laminectomy bone and transpedicular screw fixation in the treatment of lumbar spondylolisthesis. *Surg Neurol* 53[1], 2-6
- 20 Cunningham,B.W., Polly,D.W.Jr. (2002) The use of interbody cage devices for spinal deformity: a biomechanical perspective. *Clin Orthop* [394], 73-83
- 21 Dai,L.Y.; Jia,L.S.; Yuan,W.; Ni,B.; Zhu,H.B. (2001) Direct repair of defect in lumbar spondylolysis and mild isthmic spondylolisthesis by bone grafting, with or without facet joint fusion. *Eur Spine J* 10[1], 78-83
- 22 Deyo,R.A.; Nachemson,A.; Mirza,S.K. (2004) Spinal-fusion surgery - the case for restraint. *N Engl J Med* 350[7], 722-726
- 23 Diedrich,O.; Kraft,C.N.; Bertram,R.; Wagner,U.; Schmitt,O. (2000) [Dorsal lumbar interbody implantation of cages for stabilizing segmental spinal instabilities]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 138[2], 162-168
- 24 Enker,P., Steffee,A.D. (1994) Interbody fusion and instrumentation. *Clin Orthop* [300], 90-101
- 25 Esses,S.I.; Doherty,B.J.; Crawford,M.J.; Dreyzin,V. (1996) Kinematic evaluation of lumbar fusion techniques. *Spine* 21[6], 676-684

- 26 Fairbank,J.C.; Couper,J.; Davies,J.B.; O'Brien,J.P. (1980) The Oswestry low back pain disability questionnaire. *Physiotherapy* 66[8], 271-273
- 27 Fischgrund,J.S. (2004) The argument for instrumented decompressive posterolateral fusion for patients with degenerative spondylolisthesis and spinal stenosis. *Spine* 29[2], 173-174
- 28 Fritzell,P.; Hagg,O.; Wessberg,P.; Nordwall,A. (2001) Volvo Award Winner in Clinical Studies: Lumbar fusion versus nonsurgical treatment for chronic low back pain: a multicenter randomized controlled trial from the Swedish Lumbar Spine Study Group. *Spine* 26[23], 2521-253
- 29 Fritzell, P.; Hagg,O.; Wessberg,P.; Nordwall,A. (2002) Chronic low back pain and fusion: a comparison of three surgical techniques: a prospective multicenter randomized study from the Swedish lumbar spine study group. *Spine* 27[11], 1131-1141
- 30 Fritzell,P.; Hagg,O.; Nordwall,A. (2003) Complications in lumbar fusion surgery for chronic low back pain: comparison of three surgical techniques used in a prospective randomized study. A report from the Swedish Lumbar Spine Study Group. *Eur Spine J* 12[2], 178-189
- 31 Gertzbein,S.D. (2002) Pseudarthrosis of the lumbar spine. Outcome after circumferential fusion. *Spine* 23[21], 2352-2356
- 32 Goh,J.C.; Wong,H.K.; Thambyah,A.; Yu,C.S. (2000) Influence of PLIF cage size on lumbar spine stability. *Spine* 25[1], 35-39
- 33 Goldner,J.L.; Urbaniak,J.R.; McCollum,D.E. (1971) Anterior disc excision and interbody spinal fusion for chronic low back pain. *Orthop Clin North Am* 2[2], 543-568
- 34 Grzegorzewski,A.; Kumar,S.J. (2000) In situ posterolateral spine arthrodesis for grades III, IV, and V spondylolisthesis in children and adolescents. *J Pediatr Orthop* 20[4], 506-511
- 35 Gunnarsson,G.; Axelsson,P.; Johnsson,R.; Stromqvist,B. (2000) A method to evaluate the in vivo behaviour of lumbar spine implants. *Eur Spine J* 9[3], 230-234
- 36 Haas,M.; Nyiendo,J. (1992) Diagnostic utility of the McGill Pain Questionnaire and the Oswestry Disability Questionnaire for classification of low back pain syndromes. *J Manipulative Physiol Ther* 15[2], 90-98
- 37 Hagg,O.; Fritzell,P.; Romberg,K.; Nordwall,A. (2001) The General Function Score: a useful tool for measurement of physical disability. Validity and reliability. *Eur Spine J* 10[3], 203-210
- 38 Hanson,D.S.; Bridwell,K.H.; Rhee,J.M.; Lenke,L.G. (2002) Dowel fibular strut grafts for high-grade dysplastic isthmic spondylolisthesis. *Spine* 27[18], 1982-1988

- 39 Harris,I.E.; Weinstein,S.L. (1987) Long-term follow-up of patients with grade-III and IV spondylolisthesis. Treatment with and without posterior fusion. J Bone Joint Surg Am 69[7], 960-969
- 40 Hashimoto,T.; Shigenobu,K.; Kanayama,M.; Harada,M.; Oha,F.; Ohkoshi,Y.; Tada,H. (2002) Clinical results of single-level posterior lumbar interbody fusion using the Brantigan I/F carbon cage filled with a mixture of local morselized bone and bioactive ceramic granules. Spine 27[3], 258-262
- 41 Hasler,C.; Dick,W. (2002) [Spondylolysis and spondylolisthesis during growth]. Orthopade 31[1], 78-87
- 42 Hilibrand,A.S.; Dina,T.S. (1998) The use of diagnostic imaging to assess spinal arthrodesis. Orthop Clin North Am 29[4], 591-601
- 43 Ilchmann,T.; Franzen,H.; Mjoberg,B.; Wingstrand,H. (1992) Measurement accuracy in acetabular cup migration. A comparison of four radiologic methods versus roentgen stereophotogrammetric analysis. J Arthroplasty 7[2], 121-127
- 44 Johnsson,R.; Selvik,G.; Stromqvist,B.; Sunden,G. (1990) Mobility of the lower lumbar spine after posterolateral fusion determined by roentgen stereophotogrammetric analysis. Spine 15[5], 347-350
- 45 Johnsson,R.; Stromqvist,B.; Axelsson,P.; Selvik,G. (1992) Influence of spinal immobilization on consolidation of posterolateral lumbosacral fusion. A roentgen stereophotogrammetric and radiographic analysis. Spine 17[1], 16-21
- 46 Johnsson, R.; Axelsson,P.; Gunnarsson,G.; Stromqvist,B. (1999) Stability of lumbar fusion with transpedicular fixation determined by roentgen stereophotogrammetric analysis. Spine 24[7], 687-690
- 47 Kai, Y.; Oyama,M.; Morooka,M. (2004) Posterior lumbar interbody fusion using local facet joint autograft and pedicle screw fixation. Spine 29[1], 41-46
- 48 Kanayama,M.; Cunningham,B.W.; Weis,J.C.; Parker,L.M.; Kaneda,K.; McAfee,P.C. (1998) The effects of rigid spinal instrumentation and solid bony fusion on spinal kinematics. A posterolateral spinal arthrodesis model. Spine 23[7], 767-773
- 49 Kanayama,M.; Cunningham,B.W.; Seftor,J.C.; Goldstein,J.A.; Stewart,G.; Kaneda,K. (1999) Does spinal instrumentation influence the healing process of posterolateral spinal fusion? An in vivo animal model. Spine 24[11], 1058-1065
- 50 Karrholm,J.; Hansson,L.I.; Selvik,G. (1985) Mobility of the lateral malleolus. A roentgen stereophotogrammetric analysis. Acta Orthop Scand 56[6], 479-483
- 51 Karrholm,J. (1989) Roentgen stereophotogrammetry. Review of orthopedic applications. Acta Orthop Scand 60[4], 491-503

- 52 Karrholm,J.; Snorrason,F. (1992) Migration of porous coated acetabular prostheses fixed with screws: roentgen stereophotogrammetric analysis. *J Orthop Res* 10[6], 826-835
- 53 Karrholm,J.; Borssen,B.; Lowenhielm,G.; Snorrason,F. (1994) Does early micromotion of femoral stem prostheses matter? 4-7-year stereoradiographic follow-up of 84 cemented prostheses. *J Bone Joint Surg Br* 76[6], 912-917
- 54 Karrholm,J.; Jonsson,H.; Nilsson,K.G.; Soderqvist,I. (1994) Kinematics of successful knee prostheses during weight-bearing: three-dimensional movements and positions of screw axes in the Tricon-M and Miller-Galante designs. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2[1], 50-59
- 55 Kawakami,M.; Tamaki,T.; Ando,M.; Yamada,H.; Hashizume,H.; Yoshida,M. (2002) Lumbar sagittal balance influences the clinical outcome after decompression and posterolateral spinal fusion for degenerative lumbar spondylolisthesis. *Spine* 27[1], 59-64
- 56 Kimura,I.; Shingu,H.; Murata,M.; Hashiguchi,H. (2001) Lumbar posterolateral fusion alone or with trans-pedicular instrumentation in L4--L5 degenerative spondylolisthesis. *J Spinal Disord* 14[4], 301-310
- 57 Korsgaard,M.; Christensen,F.B.; Thomsen,K.; Hansen,E.S.; Bunger,C. (2002) The influence of lumbar lordosis on spinal fusion and functional outcome after posterolateral spinal fusion with and without pedicle screw instrumentation. *J Spinal Disord Tech* 15[3], 187-192
- 58 La Rosa,G.; Conti,A.; Cacciola,F.; Cardali,S.; La Torre,D.; Gambadauro,N.M.; Tomasello,F. (2003) Pedicle screw fixation for isthmic spondylolisthesis: does posterior lumbar interbody fusion improve outcome over posterolateral fusion? *J Neurosurg* 99[2 Suppl], 143-150
- 59 Lang,P.; Chafetz,N.; Genant,H.K.; Morris,J.M. (1990) Lumbar spinal fusion. Assessment of functional stability with magnetic resonance imaging. *Spine* 15[6], 581-588
- 60 Laursen,M.; Thomsen,K.; Eiskjaer,S.P.; Hansen,E.S.; Bunger,C.E. (1999) Functional outcome after partial reduction and 360 degree fusion in grade III-V spondylolisthesis in adolescent and adult patients. *J Spinal* 12[4], 300-306
- 61 Le Huec,J.C.; Liu M.; Skalli W.; Josse L. (2002) Lumbar lateral interbody cage with plate augmentation: in vitro biomechanical analysis
- 62 Leone,A.; Cerase,A.; Lauro,L.; Cianfoni,A.; Aulisa,L. (2000) Postoperative lumbar spine. *Rays* 25[1], 125-136
- 63 Lisai,P.; Rinonapoli,G.; Doria,C.; Manunta,A.; Crissantu,L.; De Santis,E. (1998) The surgical treatment of spondylolisthesis with transpedicular stabilization: a review of 25 cases. *Chir Organi Mov* 83[4], 369-374

- 64 Lowe,A.; Hopf,C.; Eysel,P. (1996) [Significance of exact lateral roentgen documentation in Meyerding's grading of spondylolistheses]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 134[3], 210-213
- 65 Lowe,T.G.; Tahernia,A.D. (2002) Unilateral transforaminal posterior lumbar interbody fusion. *Clin Orthop* [394], 64-72
- 66 Lund,T.; Oxland,T.R.; Jost,B.; Cripston,P.; Grassmann,S.; Etter,C.; Nolte,L.P. (1998) Interbody cage stabilisation in the lumbar spine: biomechanical evaluation of cage design, posterior instrumentation and bone density. *J Bone Joint Surg Br* 80[2], 351-359
- 67 Macdessi,S.J. ; Leong,A.K.; Bentivoglio,J.E. (2001) Pedicle fracture after instrumented posterolateral lumbar fusion: a case report. *Spine* 26[5], 580-582
- 68 Madan,S.; Boeree,N.R. (2002) Outcome of posterior lumbar interbody fusion versus posterolateral fusion for spondylolytic spondylolisthesis. *Spine* 27[14], 1536-1542
- 69 Majd,M.E.; Holt,R.T. (2000) Anterior fibular strut grafting for the treatment of pseudoarthrosis in spondylolisthesis. *Am J Orthop* 29[2], 99-105
- 70 Margulies,J.Y.; Seimon,L.P. (2000) Clinical efficacy of lumbar and lumbosacral fusion using the Boucher facet screw fixation technique. *Bull.Hosp.Jt.Dis.* 59[1], 33-39
- 71 Matsunaga,S.; Ijiri,K.; Hayashi,K. (2000) Nonsurgically managed patients with dege-nerative spondylolisthesis: a 10- to 18-year follow-up study. *J Neurosurg* 93[2 Suppl], 194-198
- 72 Metz-Stavenhagen,P. ; Sambale,R.; Volpel,H.J.; von Stavenhagen,N.(1997) [Treatment of spondylolisthesis. Operation in situ or repositioning spondylodesis]. *Orthopade* 26[9], 796-803
- 73 Miyakoshi,N.; Abe,E.; Shimada,Y.; Okuyama,K.; Suzuki,T.; Sato,K. (2000) Outcome of one-level posterior lumbar interbody fusion for spondylolisthesis and postoperative intervertebral disc degeneration adjacent to the fusion. *Spine* 25[14], 1837-1842
- 74 Mjoberg,B.; Selvik,G.; Hansson,L.I.; Rosenqvist,R.; Onnerfalt,R. (1986) Mechanical loosening of total hip prostheses. A radiographic and roentgen stereophotogrammetric study. *J Bone Joint Surg Br* 68[5], 770-774
- 75 Molinari,R.W.; Bridwell,K.H.; Lenke,L.G.; Baldus,C. (2002) Anterior column support in surgery for high-grade, isthmic spondylolisthesis. *Clin Orthop* [394], 109-120
- 76 Molinari,R.W.; Sloboda,J.; Johnstone,F.L. (2003) Are 2 cages needed with instrumented PLIF? A comparison of 1 versus 2 interbody cages in a military population. *Am J Orthop* 32[7], 337-343

- 77 Murakami,H.; Horton,W.C.; Kawahara,N.; Tomita,K.; Hutton,W.C. (1904) Anterior lumbar interbody fusion using two standard cylindrical threaded cages, a single mega-cage, or dual nested cages: a biomechanical comparison. J Orthop Sci 6[4], 343-348
- 78 Muschik,M.; Zippel,H.; Perka,C. (1997) Surgical management of severe spondylolisthesis in children and adolescents. Anterior fusion in situ versus anterior spondylodesis with posterior transpedicular instrumentation and reduction. Spine 22[17], 2036-2042
- 79 Nistor,L.; Blaha,J.D.; Kjellstrom,U.; Selvik,G. (1991) In vivo measurements of relative motion between an uncemented femoral total hip component and the femur by roentgen stereophotogrammetric analysis. Clin Orthop Relat Res [269], 220-227
- 80 Nivbrant,B.; Karrholm,J.; Onsten,A.; Carlsson A.; Snorrason,F. (1996) Migration of porous press- fit cups in hip revision arthroplasty. A radiostereometric 2- year follow- up of 60 hips, 1996
- 81 Nivbrant B.; Karrholm,J.; Soderlund,P. (1999) Increased migration of the SHP prothesis: radiostereometric comparison with the Lubinus SP2 design in 40 cases.
- 82 Nooraie,H.; Ensafdaran,A.; Arasteh,M.M. (1999) Surgical management of low-grade lytic spondylolisthesis with C-D instrumentation in adult patients. Arch Orthop Trauma Surg 119[5-6], 337-339
- 83 Nydegger,T.; Oxland,T.R.; Hoffer,Z.; Cottle,W.; Nolte,L.P. (2001) Does anterolateral cage insertion enhance immediate stabilization of the functional spinal unit? A biomechanical investigation. Spine 26[22], 2491-2497
- 84 Onsten,I.; Carlsson,A.S.; Sanzen,L.; Besjakov,J. (1994) Migration and wear of a hydroxyapatite-coated hip prosthesis. A controlled roentgen stereophotogrammetric study. J Bone Joint Surg Br 78[1], 85-91
- 85 Onsten,I.; Carlsson,A.S.; Ohlin,A.; Nilsson,J.A. (1996) Migration of acetabular components, inserted with and without cement, in one-stage bilateral hip arthroplasty. A controlled, randomized study using roentgenstereophotogrammetric analysis. J Bone Joint Surg Am 76[2], 185-194
- 86 Ornstein,E.; Franzen,H.; Johnsson,R.; Sundberg,M. (2000) Radiostereometric analysis in hip revision surgery--optimal time for index examination: 6 patients revised with impacted allografts and cement followed weekly for 6 weeks. Acta Orthop Scand 71[4], 360-364
- 87 Pape,D.; Adam,F.; Fritsch,E.; Muller,K.; Kohn,D. (2000) Primary lumbosacral stability after open posterior and endoscopic anterior fusion with interbody implants: a roentgen stereophotogrammetric analysis. Spine 25[19], 2514-2518
- 88 Pape,D.; Fritsch,E.; Kelm,J.; Muller,K.; Georg,T.; Kohn,D.; Adam,F. (2002) Lumbosacral stability of consolidated anteroposterior fusion after

instrumentation removal determined by roentgen stereophotogrammetric analysis and direct surgical exploration. *Spine* 27[3], 269-274

- 89 Petersilge,C.A. (2000) Evaluation of the postoperative spine: reducing hardware artifacts during magnetic resonance imaging. *Semin Musculoskelet Radiol* 4[3], 293-297
- 90 Pradhan,B.B.; Nassar,J.A.; Delamarter,R.B.; Wang,J.C. (2002) Single-level lumbar spine fusion: a comparison of anterior and posterior approaches. *J Spinal Disord Tech* 15[5], 355-361
- 91 Ragnarsson,J.I.; Eliasson,P.; Karrholm,J.; Lundstrom,B. (1991) The accuracy of measurements of femoral neck fractures. Conventional radiography versus roentgen stereophotogrammetric analysis. *Acta Orthop Scand* 63[2], 152-156
- 92 Rapoff,A.J. Ghanayem,A.J.; Zdeblick,T.A. (1997) Biomechanical comparison of posterior lumbar interbody fusion cages. *Spine* 22[20], 2375-2379
- 93 Rehtine,G.R.; Sutterlin,C.E.; Wood,G.W.; Boyd,R.J.; Mansfield,F.L. (1996) The efficacy of pedicle screw/plate fixation on lumbar/lumbosacral autogenous bone graft fusion in adult patients with degenerative spondylolisthesis. *J Spinal Disord* 9[5], 382-391
- 94 Roy-Camille,R.; Benazet,J.P.; Desauge,J.P.; Kuntz,F. (1993) Lumbosacral fusion with pedicular screw plating instrumentation. A 10-year follow-up. *Acta Orthop Scand Suppl* 251, 100-104
- 95 Ryd,L.; Lindstrand,A.; Rosenquist,R.; Selvik,G. (1987) Micromotion of conventionally cemented all-polyethylene tibial components in total knee replacements. A roentgen stereophotogrammetric analysis of migration and inducible displacement. *Arch Orthop Trauma Surg* 106[2], 82-88
- 96 Ryd,L. (1992) Roentgen stereophotogrammetric analysis of prosthetic fixation in the hip and knee joint. *Clin Orthop Relat Res* [276], 56-65
- 97 Ryd,L.; Yuan X.; Lofgren H. (2000) Methods for determining the accuracy of radiostereometric analysis (RSA). *Acta Orthop Scand* 14], 403-408
- 98 Schwab,F.J.; Nazarian,D.G.; Mahmud,F.; Michelsen,C.B. (1995) Effects of spinal instrumentation on fusion of the lumbosacral spine. *Spine* 20[18], 2023-2028
- 99 Seitsalo,S.; Schlenzka,D.; Poussa,M.; Osterman,K. (1997) Disc degeneration in young patients with isthmic spondylolisthesis treated operatively or conservatively: a long-term follow-up. *Eur Spine J* 6[6], 393-397
- 100 Selvik,G.; Alberius,P.; Aronson,A.S. (1983) A roentgen stereophotogrammetric system. Construction, calibration and technical accuracy. *Acta Radiol Diagn (Stockh)* 24[4], 343-352

- 101 Selvik,G. (1989) Roentgen stereophotogrammetry. A method for the study of the kinematics of the skeletal system. *Acta Orthop Scand Suppl* 232:1-51, 1-51
- 102 Soballe,K.; Toksvig-Larsen,S.; Gelineck,J.; Fruensgaard,S.; Hansen,E.S.; Ryd,L.; Lucht,U.; Bunger,C. (1993) Migration of hydroxyapatite coated femoral prostheses. A Roentgen Stereophotogrammetric study. *J Bone Joint Surg Br* 75[5], 681-687
- 103 Spruit,M.; Pavlov,P.W.; Leitao,J.; De Kleuver,M.; Anderson,P.G.; Den Boer,F. (2002) Posterior reduction and anterior lumbar interbody fusion in symptomatic low-grade adult isthmic spondylolisthesis: short-term radiological and functional outcome. *Eur Spine J* 11[5], 428-433
- 104 Steib,J.P.; Bogorin,I.; Brax,M.; Lang,G. (2000) [Results of lumbar and lumbosacral fusion: clinical and radiological correlations in 113 cases reviewed at 3.8 years]. *Rev.Chir.Orthop.Reparatrice.Appar.Mot.* 86[2], 127-135
- 105 Stone,A.T.; Tribus,C.B. (2002) Acute progression of spondylolysis to isthmic spondylolisthesis in an adult. *Spine* 27[16], 370-372
- 106 Suk,K.S.; Lee,H.M.; Kim,N.H.; Ha,J.W. (2000) Unilateral versus bilateral pedicle screw fixation in lumbar spinal fusion. *Spine* 25[14], 1843-1847
- 107 Tay,B.B.; Berven,S. (2002) Indications, techniques, and complications of lumbar interbody fusion. *Semin Neurol* 22[2], 221-230
- 108 Tsantrizos,A. Baramki,H.G.; Zeidman,S.; Steffen,T. (2000) Segmental stability and compressive strength of posterior lumbar interbody fusion implants. *Spine* 25[15], 1899-1907
- 109 van Dijk, R. et al (1979) Roentgen stereophotogrammetric methods for the evaluation of the three dimensional kinematic behaviour and cruciate ligament length patterns of the human knee joint. *J Biomech* 12[9], 727-731
- 110 Whitecloud, T. S. et al (1998) Degenerative conditions of the lumbar spine treated with intervertebral titanium cages and posterior instrumentation for circumferential fusion. *J Spinal Disord* 11[6], 479-486
- 111 Wykman, A. et al (1988) Subsidence of the femoral component in the noncemented total hip. A roentgen stereophotogrammetric analysis. *Acta Orthop Scand* 59[6], 635-637
- 112 Zdeblick, T. A. (1998) Laparoscopic spinal fusion. *Orthop Clin North Am* 29[4], 635-645
- 113 Zhao, J. et al (2000) Posterior lumbar interbody fusion using posterolateral placement of a single cylindrical threaded cage. *Spine* 25[4], 425-430
- 114 Zucherman, J. F. et al (1995) Instrumented laparoscopic spinal fusion. Preliminary Results. *Spine* 20[18], 2029-2034

11. Publikationen

- 1 Pape, D. et al (2000) Primary lumbosacral stability after open posterior and endoscopic anterior fusion with interbody implants: a roentgen stereophotogrammetric analysis. Spine 25[19], 2514-2518
- 2 Pape, D. et al (2002) Lumbosacral stability of consolidated anteroposterior fusion after instrumentation removal determined by roentgen stereophotogrammetric analysis and direct surgical exploration. Spine 27[3], 269-274

12. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Professor Kohn für die Bereitstellung dieses interessanten Themas, die Betreuung bei der Fertigstellung der Promotionsarbeit und somit für die Unterstützung in meiner beruflichen Laufbahn.

Insbesondere möchte ich mich jedoch auch bei meinem Betreuer Dr. D. Pape bedanken, welcher mich nicht nur mit den Operationsabläufen, den Untersuchungsmethoden und dem RSA- Verfahren vertraut machte, sondern vor Allem in mühevoller oft stundenlanger Arbeit an der Fertigstellung und Korrektur der Arbeit mitwirkte.

Für die Beratung bei der statistischen Auswertung und die Überprüfung der ermittelten Daten bedanke ich mich bei Herrn Thomas Georg aus dem Institut für medizinische Biometrie.

Darüber hinaus bedanke ich mich bei meiner Familie für die geduldige Rücksichtnahme und das zeitweise Zurückstehen jedoch auch für die Einsatzbereitschaft beim Korrekturlesen von Teilen der Dissertationsarbeit.

13. Lebenslauf

Name: Müller Katja- Christina

Geb. – Datum: 26.12.1975

Konfession: Römisch – katholisch

Familienstand: Ledig

Adresse: Schwarzwaldstr. 37
D- 66740 Saarlouis
Tel.: 06831/986717 oder 0163-3152649
e-mail: kamueller75@aol.com

Schulbildung: 1983 – 1987
Grundschule Steinrausch, Saarlouis

1987 – 1995
Staatl. Robert- Schuman- Gymnasium, Saarlouis

Fremdsprachen: Französisch(9Jahre), Latein(5Jahre), Englisch(4Jahre),
Spanisch(3Jahre)

Studium: 1995 – 2002
Studium der Medizin an der Universität des Saarlandes, Homburg

Physikum: 8/'98

1.Staatsexamen: 8/'99

2.Staatsexamen: 8/'01

Praktisches Jahr:

10/'01 – 02/'02: Spital des Sensebezirks, Tifers, Dr. E. Buess
(Orthopädie)

02/'02 – 06/'02: Regionalspital Burgdorf; Burgdorf; Prof. A. Bodoky
(Chirurgie)

06/'02-09/'02: Universität des Saarlandes, Homburg Saar,
Prof. Sybrecht (Innere Medizin)

3.Staatsexamen: 8/'02

Klinik 12/'02-05/'04: St. Elisabeth- Klinik Saarlouis, Abteilung Orthopädie,
Dr. Kunz

06/'04-09/'05: Hôpital Riviera Montreux, departement chirurgie,
Dr. Cosendey

10/'05-dato: St. Elisabeth- Klinik Rodalben, Abteilung Orthopädie,
Dr. Schläfer

Zusatzbezeichnungen/Weiterbildungen	<ol style="list-style-type: none"> 1) Fachkunde im Strahlenschutz 2) Manuelle Medizin 3) In Weiterbildung zur Zusatzbezeichnung Rettungsmedizin 4) Sonographie der Säuglingshüfte (n. Graf)
Außerklinische ärztliche Tätigkeiten	Verbandsärztin des Saarländischen Karateverbandes
Hobbies:	Sprachen, Karate, Squash, Snowboard, Ski, Mountainbiking, Reisen, Klavier spielen